

Einfluss der Kausimulation auf die Bruchfestigkeit und Randqualität
vollkeramischer Kronen auf Titan- und Glasfaserstiften

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae dentariae

(Dr. med. dent.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

**von Anne Schäfer
geboren am 15.04.1985 in Greifswald**

Gutachter

1. Prof. Dr. Susanne Kneist
2. PD. Dr. Florentine Jahn
3. PD. Dr. Ingrid Peroz, Berlin

Tag der öffentlichen Verteidigung: 17.04.12

Für Max

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
CAD/ CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
EBZ	endodontisch behandelter Zahn
E- Modul	Elastizitätsmodul
EMZ	Elektronenmikroskopisches Zentrum
EVP	Epoxidharz-verstärkte- Polyethylenfaserstifte
FEA	Finite Element Analyse
REM	Rasterelektronenmikroskop
SZG	Schmelz- Zement- Grenze
SSA	Stift- Stumpf- Aufbau
Sec	Sekunde
TCML	Thermal Cycling & Mechanical Loading
TML	thermomechanische Wechsellast
TWB	Temperaturwechselbadbelastung
WKB	Wurzelkanalbehandlung

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	7
2 Einleitung.....	10
2.1 Problemdarstellung.....	10
2.2 Aufbaustifte	12
2.2.1 Aktive Stiftsysteme.....	12
2.2.2 Passive Stiftsysteme	13
2.2.3 Passive, nichtmetallische Stiftsysteme	16
2.2.3.1 Aufbaustifte aus Vollkeramik	16
2.2.3.2 Faserverstärkte Stiftsysteme.....	16
2.3 Einflussfaktoren auf den Erfolg eines postendodontisch versorgten Zahns	20
2.3.1 Biomechanik des avitalen Zahns	20
2.3.2 Endodontischer Misserfolg.....	24
2.3.3 Randspaltbildung	25
2.3.4 E- Modul des Stiftmaterials	26
2.4 In- vitro- Untersuchungsmethoden	31
2.4.1 Linear steigende Belastung.....	33
2.4.2 Physikalische Studienmodelle.....	33
2.4.3 Dynamische Belastung	34
2.5 Möglichkeiten zur Darstellung und Beurteilung des Kronenrandschlusses .	37
2.5.1 Visualisierung des Mikroleakages.....	37
2.5.2 Beurteilung des Randspaltes mittels zahnärztlicher Sonde	38
2.5.3 Replikatechnik.....	39
3 Ziele der Arbeit	42
4 Methodik	43
4.1 Auswahl und Vorbehandlung der Zähne	43
4.2 Herstellen der Prüfkörper	44
4.2.1 Präparation	44
4.2.2 Stiftinsertion	45
4.2.2.1 ER Dentin Post.....	45
4.2.2.2 ER Stabilisierungsstift	47

4.2.3	Aufbau	48
4.2.4	Herstellen der Kronen	50
4.2.5	Einsetzen der Kronen	52
4.3	Untersuchung zur linearen Belastbarkeit.....	53
4.3.1	Versuchsaufbau	53
4.3.2	Versuchsablauf	53
4.4	Untersuchung zum Randspaltverhalten.....	54
4.4.1	Vorbereitende Maßnahmen	54
4.4.2	Bildgenerierung.....	55
4.4.3	Randspaltmessung	57
4.5	Kausimulation.....	58
4.5.1	Vorbereitende Maßnahmen	58
4.5.2	Durchführung	58
4.6	Graphische Auswertung des Randspaltverhaltens	59
4.7	Statistik.....	61
5	Ergebnisse	62
5.1	Analyse der linearen Belastbarkeit	62
5.1.1	Einfluss des Stiftmaterials auf die Frakturresistenz.....	62
5.1.2	Einfluss der Kausimulation auf die Frakturresistenz	63
5.2	Analyse des Ermüdungsverhaltens mittels Randspaltuntersuchungen	66
5.2.1	Vergleich der Randspaltbreite vor Kausimulation	66
5.2.2	Veränderung der Randspaltbreite nach Kausimulation.....	67
5.2.3	Das Randspaltverhalten in Abhängigkeit zur Lage am Zahn	73
5.3	Graphische Auswertung des Randspaltverhaltens	76
6	Diskussion	78
6.1	Wahl der Versuchsmethode	78
6.2	Probenauswahl.....	78
6.3	Lagerung	80
6.4	Untersuchungsmaterial.....	80
6.5	Herstellung der Prüfkörper	81
6.5.1	Endodontische Aufbereitung und Stiftsetzung	81
6.5.2	Stumpfaufbau der Probenzähne und Präparation.....	84
6.5.3	Kronenversorgung	85

6.6	Probeneinbettung	87
6.7	Replizieren der Proben und Vorbereitung für EMZ.....	87
6.8	Belastung	88
6.8.1	Bruchversuch	88
6.8.2	Kausimulation	89
6.9	Ergebnisse	90
6.9.1	Frakturresistenz	91
6.9.2	Randspaltverhalten	96
7	Schlussfolgerungen	102
8	Literaturverzeichnis	103
9	Anhang	123
9.1	Sterndiagramme	123
9.2	Materialliste	131
9.3	Danksagung	134
9.4	Lebenslauf	135
9.5	Ehrenwörtliche Erklärung	136

1. Zusammenfassung

Wurzelbehandelte Zähne unterliegen einem höheren Risiko biomechanisch zu versagen als Zähne mit vitaler Pulpa. Ein möglicher Verstärkungseffekt eines Wurzelstiftes wird momentan keinem Stiftmaterial attestiert. Die Tendenz geht aber dahin, Stiftsysteme zu verwenden, die in ihren Materialeigenschaften denen der natürlichen Gewebe entsprechen. Die Vorteile der glasfaserverstärkten Kompositstifte sind ihre dentinähnlichen Eigenschaften, die ihnen ein im Vergleich zu metallischen oder keramischen Stiften günstiges biomechanisches Verhalten gewähren, da sie in ihrer Elastizität und Transluzenz dem natürlichen Zahn gut entsprechen und nach adhäsiver Zementierung eine homogenere Kraftverteilung entlang der Wurzel bewirken, sodass im Fall des Versagens ein faserverstärkter Stift meist einen Frakturmodus erzeugt, der erneut rekonstruiert werden kann. Weiterhin ist die Transluzenz der Glasfaserstifte vorteilhaft, die es in Verbindung mit vollkeramischen Versorgungsmaterialien ermöglicht auch hohen ästhetischen Ansprüchen gerecht zu werden. Allerdings wird die Elastizität der Glasfaserstiftsysteme auch als nachteilig erachtet, da sie der Suprakonstruktion einen Bewegungsspielraum gewähren kann, der wiederum den Befestigungszement schädigen kann. Ein vergleichsweise steifes Stiftmaterial soll dagegen eine rigide Grundlage sein um die prothetische Restauration vor Biegung oder Bruch zu schützen und wird daher mit dem Ziel gesetzt den Zahn zu stärken. Andere Autoren postulieren wiederum, dass die Rigidität des Aufbaustiftmaterials -vergleichsweise steifes Titan oder flexibleres glasfaserverstärktes Komposit- keinen Einfluss auf den klinischen Erfolg einer postendodontischen Versorgung hat.

In dieser In- vitro- Untersuchung wurden das Ermüdungsverhalten anhand des Randspaltes und die Frakturresistenz von oberen mittleren Frontzähnen nach endodontischer Behandlung, Stiftsetzung, adhäsivem Aufbau und Kronenversorgung in Abhängigkeit vom Stiftmaterial und von künstlicher Alterung geprüft. In den Untersuchungsgruppen wurden für die Retention des Aufbaus konfektionierte Titanstifte und konfektionierte Glasfaserstifte verwendet und diese miteinander verglichen. Dabei wurde ermittelt wie sich die Kausimulation auf die beiden Stiftsysteme auswirkte.

Es wurden 40 menschliche, obere mittlere Schneidezähne auf Höhe der Schmelz-Zementgrenze (SZG) vermessen und auf 4 Versuchsgruppen verteilt. Alle

Probenzähne wurden 2 mm oberhalb des inzisalsten Punktes der SZG senkrecht zur Zahnachse dekapitiert und nach endodontischer Aufbereitung mit einer lateral kondensierten Wurzelkanalfüllung versehen. Es kamen der glasfaserverstärkte konfektionierte Kompositaufbaustift ER Dentin Post und der konfektionierte Titanstift ER Stabilisierungsstift zur Anwendung. Die Glasfaserstifte sind mit einem dualhärtenden Befestigungskomposit adhäsiv befestigt worden. Die Titanstifte wurden dagegen konventionell mit Phosphatzement zementiert. Unmittelbar nach Setzen der Stifte erfolgte die Herstellung der direkten Aufbauten aus Komposit. Mit der anschließenden Präparation wurde eine 2 mm hohe Dentinmanschette angelegt. Die Vollkeramikkrone wurden für jeden Zahn mit Hilfe der CAD/ CAM Technologie gefertigt und adhäsiv mit einem dualhärtenden Befestigungskomposit eingesetzt. Die Zähne der ersten beiden Versuchsgruppen wurden mit der linearen Belastung in einer Universalprüfmaschine im Winkel von 135° palatinal zur Zahnlongsachse bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min belastet. Die Zähne der dritten und vierten Gruppe wurden zunächst mit Hilfe der Replikatechnik dubliert, der Randspalt im Elektronenmikroskop bei 60facher Vergrößerung abgebildet und anschließend vermessen. Dann wurden diese Zähne einer computergestützten Kausimulation unterzogen. Es erfolgten $1,2 \times 10^6$ Zyklen mit 50 N Kraftaufbringung und simultaner Temperaturwechselbadbelastung (TWB) für 10.000 Zyklen zwischen 5°C und 55°C. Diese Kausimulation entspricht einer 5- jährigen Tragedauer. Die so gealterten Zähne wurden erneut dubliert, der Randspalt vermessen und einer linearen Belastung bis zum Bruch unterzogen. Auf diese Weise konnten die Werte der Frakturresistenz [N] vor und nach Kausimulation und die Werte der Randspaltbreite R [μm] vor und nach Kausimulation in Abhängigkeit vom Stiftmaterial zur Auswertung herangezogen werden. Für die statistische Auswertung der Frakturresistenzen wurden der t-Test und der Wilcoxon- Mann- Whitney- Test eingesetzt. Die Auswertung zum Einfluss der Kausimulation auf die Randspaltbreite wurde ebenfalls mit Hilfe des t-Tests und des Wilcoxon- Mann- Whitney- Tests durchgeführt.

Es konnte für die Werte der Druckfestigkeit vor Kausimulation zwischen beiden Gruppen kein statistisch signifikanter Unterschied gezeigt werden [$p= 0.17$]. Für die Titanstiftgruppe wurde nach Kausimulation kein signifikanter Unterschied für die Variable Druckfestigkeit F_{max} [N] ermittelt [$p= 0.3$]. Die Glasfaserstiftgruppe wies dagegen eine signifikante Verringerung der Druckfestigkeit nach der künstlichen Alterung auf [$p< 0.001$]. In Bezug auf das Randspaltverhalten konnte ein statistisch

signifikanter Unterschied [$p < 0.001$] zwischen den Randspaltbreiten der Glasfaserstifte und der Titanstifte gezeigt werden. Zähne, die mit Titanstiften versorgt wurden, wiesen in dieser Arbeit vor Kausimulation einen breiteren Randspalt auf als Zähne, die Glasfaserstifte erhielten. Mit Hilfe des t-Tests wurde für die Glasfaserstiftgruppe auch eine signifikante Veränderung der Randspaltbreite ermittelt. Der Randspalt der Glasfaserstifte verbreiterte sich im Mittel um $20,3 \mu\text{m}$ [$p < 0.001$]. Der Randspalt der Titanstifte verbreiterte sich nicht signifikant um $7,1 \mu\text{m}$ im Mittel [$p = 0.195$]. Der t-Test ergab für die palatinale Fläche der Glasfaserstiftgruppe eine signifikante Verbreiterung des Randspalts [$p = 0.06$]. Für die übrigen Flächen der Glasfaserstiftgruppe und aller Flächen der Titanstiftgruppe wurde kein statistisch signifikanter Unterschied für die Randspaltbreite ermittelt.

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit können folgende Schlussfolgerungen gezogen werden:

Nach einer simulierten 5-jährigen Tragedauer sind Zähne mit Glasfaserstiftversorgungen bruchgefährdeter als Zähne, die durch Titanstifte stabilisiert wurden.

Nach der simulierten 5-jährigen Tragezeit vermindert sich die Biegebruchfestigkeit der mit Glasfaserstiften versorgten Zähne auf die Hälfte des Ausgangswertes. Zähne, die mit Titanstiften versorgt wurden, sind nicht so anfällig für Ermüdungsprozesse wie Zähne mit Glasfaserstiftversorgungen.

Bei Frontzahnkronen auf Glasfaserstiften ist mit einem größeren, insbesondere palatinalen Randspalt zu rechnen als bei Kronen auf Titanstiften. Dies erfordert eine sorgfältige Kontrolle der Kronenränder in den gefährdeten Bereichen.

1. Einleitung

2.1 Problemdarstellung

Endodontisch behandelte Zähne müssen häufig aufgrund ausgedehnter Defekte und mangelnder Ästhetik mit einer Krone versorgt werden. Einen Stift zu setzen ist nötig um Retention für einen Kernaufbau zu schaffen, der die Kronenversorgung möglich macht (Gutmann 1992, Schwartz 2004). Die Wahl des geeigneten Stiftsystems wird kontrovers diskutiert (Sorensen et al. 2001, Torbjørner und Fransson 2004b).

Die vollkeramische Restauration in Verbindung mit einem adhäsiv befestigten, transluzenten Aufbaustift, der direkt mit einem Stift- Stumpf- Aufbau (SSA) versorgt werden kann, gewinnt im klinischen Alltag aufgrund eines optimalen ästhetischen Erscheinungsbildes zunehmend an Bedeutung. Die Restauration mit metallfreien Stiften eliminiert außerdem die Gefahr der Korrosion und der allergischen Sensibilisierung (Silness et al. 1979). Besonders für die oberen Schneidezähne werden vollkeramische Kronen im Vergleich zu metallkeramischen Versorgungen bevorzugt verwendet (Bello und Jarvis 1997). Mögliche Alternativen die Chair- side- Prozeduren zu vereinfachen, schließen den Gebrauch konfektionierter Stifte und die direkte Applikation der Kompositaufbauten ein (Monticelli et al. 2004). Mit zahnfarbenen Glasfaserstiften können in Kombination mit Kunststoffaufbauten nicht nur natürlichere und ästhetisch hochwertigere endgültige Restaurationen geschaffen werden, sondern es werden auch flexiblere Stifte inseriert, die aufgrund ihres Dentin- ähnlichen Elastizitätsmoduls (E- Modul) eine verbesserte Kraftverteilung innerhalb des Zahns bewirken (Bateman et al. 2003).

Die konventionelle Versorgung endodontisch behandelter Zähne mit gegossenen SSA oder konfektionierten Metallstiften (Naumann und Lange 2003) ist trotzdem eine von den Klinikern häufig genutzte Alternative (Schwartz 2004). Für die konfektionierten Metallstifte sprechen im Zusammenhang mit der konventionellen Befestigung die im Vergleich zur adhäsiven Zementierung einfache Methodik und die Zeitersparnis beim Setzen des Stiftes.

Die Entscheidung für ein Stiftsystem wird vor allem durch die Parameter maximale Belastbarkeit, Frakturverhalten, Dauerbeständigkeit und Ästhetik bestimmt und gestaltet sich aufgrund der unterschiedlichen Datenlage schwierig. Es gibt für die Kombination glasfaserverstärkter Kompositstift, Kompositaufbau und Vollkeramikkrone

bislang nur eine vergleichende In- vitro Studie, die diese Methode mit konfektionierten Metallstiften bezüglich der maximalen Belastbarkeit vergleicht (Rosentritt et al. 2004b) und eine klinische Studie, die den Effekt eines konfektionierten Titanstifts mit einem konfektionierten Glasfaserstift bezüglich des klinischen Erfolgs vergleicht (Naumann et al. 2007). Der Einfluss der klinischen und biologischen Ursachen für den Verlust der Restauration wurde allerdings bisher nicht hinreichend untersucht (Sterzenbach 2007, Rosentritt et al. 2008), was aber wichtig ist, da Zähne im oralen Milieu sowohl statischen Belastungen als auch Ermüdungserscheinungen ausgesetzt sind und Qualitäts- mindernde Alterungsprozesse für Glasfaser- verstärkte Kompositstifte nicht auszuschließen sind. In- vivo- Untersuchungen zeigen, dass die Qualität des Kronenrandes einen entscheidenden Einfluss auf den Erfolg einer Restauration hat. Aus diesem Grund ist es auch für In- vitro- Untersuchungen wichtig, nicht nur die maximale Belastbarkeit einer Restauration, sondern auch die Stabilität gegenüber kontinuierlich und dauerhaft wirkenden Kräften und Alterungsprozessen, denen der Zahnersatz im oralen Milieu ausgesetzt ist, zu beachten. Die Untersuchung der Fugenqualität im Rasterelektronenmikroskop (REM) ist eine anerkannte Methode die Randspaltqualität einer Restauration zu beurteilen. Sie wurde allerdings nur selten am mit Stift und Krone versorgten Zahn praktiziert (Rosentritt et al. 2004 a, b). Die Untersuchung unterschiedlicher Stiftarten bezüglich ihrer Ermüdungsreaktionen und Dauerbeständigkeit kann den Klinikern eine Entscheidungshilfe bei der Wahl des geeigneten Stiftsystems sein.

Studien deuten darauf hin, dass Glasfaserstifte bezüglich der maximalen Belastbarkeit einen Verstärkungseffekt auf den Zahn ausüben müssen (Newman et al. 2003, Akkayan 2002, 2004). Die Kombination Glasfaserstift- Kompositaufbau mit einer Krone erzielt laut Hayashi et al. (2006) den größten Schutz des Zahns vor angreifenden Käften. Andere In- vitro- Studien zeigten ebenfalls, dass avitale Zähne, die mit Glasfaserstiften versorgt wurden, ähnliche Beständigkeiten zeigten wie Metallstiftsysteme, jedoch weniger anfällig waren für Wurzelfrakturen (Newman et al. 2003, Akkayan und Gulmez 2002, Akkayan 2004). Die linear steigende Belastung, die häufigste Art der Belastungsführung in In- vitro- Untersuchungen simuliert aber die klinische Belastung während der Mastikation nur sehr eingeschränkt. Es ist daher nötig das Randspaltverhalten als Ausdruck von Ermüdungserscheinungen und Garant einer dauerhaften postendodontischen Versorgung ebenfalls zu untersuchen.

2.2 Aufbaustifte

Seit der Zeit, in der Pierre Fauchard (1678-1761) hölzerne Stifte verwendete um künstliche Kronen in Zähnen zu verankern, wurden verschiedenste SSA- Systeme entwickelt. Zur Restauration verloren gegangener Zahnhartsubstanz im Rahmen einer postendodontischen Versorgung werden heute verschiedenste Arten von Aufbaustiften verwendet, die sich in Material und Form deutlich unterscheiden (Akkayan und Gulmez 2002). Die Wahl des geeigneten Stiftsystems gestaltet sich aufgrund der Vielzahl an Optionen schwierig. Tatsächlich wurde fast jedes dentale Material im direkten oder indirekten Verfahren für die Restauration endodontisch behandelter Zähne genutzt. Aufbaustifte können gemäß ihrer Herstellung, der Art ihrer Retention im Wurzelkanal, der Stiftform und dem Stiftmaterial eingeteilt werden. Nach Dallari und Rovatti (1996) werden die heutigen Stiftsysteme in drei Generationen unterteilt. Sie unterscheiden zwischen aktiven Stiftsystemen, passiven Stiftsystemen und passiven, zahnfarbenen Stiftsystemen.

Stand der Dinge ist, dass es keine Übereinstimmung in der Literatur bezüglich der Wahl des geeigneten Materials oder der Technik den wurzelbehandelten Zahn zu versorgen, gibt (Ortega et al. 2004). Der Mangel an allgemein gültigen Standards und Übereinstimmungen in der Literatur bezüglich der optimalen Therapievariante wird betont (Heydecke und Peters 2002, Dietschi et al. 2007).

2.2.1 Aktive Stiftsysteme

Die erste Generation beinhaltet alle Stift- Stumpf- Aufbauten (SSA), bei denen die größtmögliche Verankerung durch eine vollständige Kanalpassung des primär retentiven Stiftes angestrebt wird. Zu den aktiven Stiftsystemen zählen alle Arten von Schraubensystemen. Stiftsysteme der ersten Generation erzielen die Retention in der Kanalwand entweder durch ein selbstschneidendes Gewinde oder es wird die Schraube mittels eines genormten Hand- Gewindeschneiders in ein vorgeschnittenes Gewinde eingedreht.



Abbildung 2-1 Beispiel eines aktiven Stiftsystems

Besonders bei der Verwendung von Stiften mit einem selbstschneidenden Gewinde ist die Gefahr einer Fraktur der Wurzel erhöht (Sorensen und Martinoff 1984b, Sorensen und Martinoff 1984a, Gutmann 1992, Morgano 1996, Christensen 1998). Zahlreiche Studien zeigen die durch Schraubensysteme hervorgerufenen ungünstigen Spannungen im Wurzeldentin bzw. deren negative Folgen auf die Prognose endodontisch behandelter Zähne (Standlee et al. 1980, Ben-Ur und Zimmermann 1983, Caputo und Hokama 1987, Cohen et al. 1993). Auf der Grundlage der vorliegenden Evidenz gilt diese Therapievariante als obsolet.

2.2.2 Passive Stiftsysteme

Die Aufbaustifte der zweiten Generation werden passiv, d. h. ohne direkten Kontakt zwischen dem Stift und der Wurzelkanalwand, zementiert. Die passiven Metallstifte werden ausschließlich durch den Befestigungszement in der Wurzel verankert. Sie können entweder im indirekten Verfahren laborgefertigt werden oder es werden konfektionierte, industriell hergestellte Aufbaustifte im direkten Verfahren zur Aufbau- und Retention verwendet. Die anatomische Stiftform der indirekten Stiftstumpfaufbauten ergibt sich aus der Kanalmorphologie nach dessen Aufbereitung. Der gegossene Stiftstumpfaufbau war seit der Ersterwähnung durch Fouchard (1743) viele Jahre Standard und ist noch immer eine im klinischen Alltag weit verbreitete Methode zur

Versorgung endodontisch aufbereiteter Zähne (Naumann und Lange 2003, Schwartz et al. 2004). Obwohl diese Versorgungsvariante zeitaufwendig und kostspielig ist, wird in einigen Studien auf die hohe Erfolgsrate verwiesen, die nach Walton (2003) und Weine (1991) den Gebrauch dieses Systems rechtfertigt.

Gegossene Stiftsysteme bieten eine große Variation mechanischer Eigenschaften, die auf den Typ der verwendeten Legierung zurückzuführen ist (Soares et al. 2010). Zur indirekten Fertigung werden Titanlegierungen und andere Nichtedelmetalllegierungen (z.B. Cobalt- Chrom- Molybdän) oder hochgoldhaltige Legierungen im Angussverfahren verwendet. Für Zähne in der anterioren Region wurden, aufgrund der nicht axial angreifenden Kräfte, die gegossenen Stift- Stumpf- Aufbauten jahrzehntelang als Gold- Standard erachtet (Creugers et al. 1993, Peters 1983). Mentink et al. (1993) berichteten in einer retrospektiven Studie, dass die Rate der erhaltenen Zähne im Frontzahnbereich, die mit gegossenen SSA versorgt wurden, nach 10 Jahren 82% betrug. Als Alternative wurden die direkten Metallstifte entwickelt und daraufhin einige ästhetische Stifte. Verglichen mit gegossenen SSA ist der Gebrauch konfektionierter Stiftsysteme im Zusammenhang mit direkten Stumpfaufbauten weniger invasiv und vereinfacht den Restorationsprozess (Gu und Kern 2006). Shillingburg et al. (1997) zufolge stellen vorgefertigte SSA daher die geläufigste Versorgungsvariante endodontisch behandelter Zähne dar.



Abbildung 2-2 Beispiel eines konfektionierten, konischen Stiftsystems: Exatec Titanstifte mit dazugehörigen Vorbohrern (Hahnenkratt, Königsbach-Stein)



Abbildung 2-3 Beispiel des ER Stiftsystems von Komet

Konfektionierte Metallstifte werden aus Titan oder Titanlegierungen (TiAl_6V_4) hergestellt. Der ER Stabilisierungsstift (Komet) besteht aus gezogenem Reintitan und ist ebenfalls zu den konfektionierten Stiftsystemen zu zählen. Für die Präparation der konfektionierten Aufbaustifte stehen systemspezifische, genormte Vorbohrer zur Verfügung. Es wird eine zylindrische und konische von der zylindrokonischen Stiftgeometrie unterschieden. Die Studien von Standlee et al. (1972) und Standlee und Caputo (1992a) führen aus, dass eine ausgezeichnete Adaptation konischer (auch gegossener) Stifte keine Verbesserung der Retention zur Folge hat. Hingegen wird ein Keileffekt auf die Wurzelkanalwände (wedge effect) durch den Retentionsmechanismus der Klemmpassung generiert. Die dadurch hervorgerufene Konzentration von Spannungsspitzen in der apikalen Stiftregion wird unter anderem als Ursache für Längsfrakturen der Wurzel angesehen (Assif et al. 1993, Assif und Gorfil 1994). Dieser Problematik kann allerdings durch die Gestaltung eines Kanalinlays begegnet werden. Weine et al. (1991) verzeichnen dagegen eher den Vorteil, dass die Form konischer Stifte dem anatomischen Verlauf der Zahnwurzel entspricht. Bei der Verwendung dieser Stiftsysteme könne im Gegensatz zu den zylindrischen Systemen eine apikal schonende Erweiterung des Wurzelkanals durchgeführt werden, ohne Schwächung der apikalen Region. Aufgrund des günstigen anatomisch- morphologischen Designs werden konische Stifte im Vergleich zu Schrauben, zylindrischen und zylindrisch-konischen Stiften von vielen Autoren zum generellen Einsatz empfohlen (Weine et al. 1991, Strub et al. 2005). Überraschenderweise gibt es keine klinischen

Daten zur Langlebigkeit von konfektionierten Metallstiften, obwohl sie eine gebräuchliche Versorgungsvariante in der dentalen Praxis darstellen.

2.2.3 Passive, nichtmetallische Stiftsysteme

2.2.3.1 Aufbaustifte aus Vollkeramik

Aufbaustifte aus Glaskeramik (Kwiatkowski und Geller 1989) oder glasinfiltrierter Aluminiumoxidkeramik, die im indirekten Verfahren hergestellt wurden, (Kern und Knode 1991, Koutayas und Kern 1999) wurden zur Fertigung vollkeramischer Stiftkernaufbauten in einzelnen klinischen Fällen beschrieben. Mit der Einführung konfektionierter Wurzelstifte aus Yttriumoxid- teilstabilisierter- Zirkondioxid- Keramik können semikonfektionierte vollkeramische SSA in Verbindung mit Kompositaufbauten oder spezieller an diese Aufbaustifte anpressbarer Glaskeramik hergestellt werden (Kakehashi et al. 1998, Koutayas und Kern 1999, Edelhoff et al. 2000). Dieses Stiftmaterial charakterisiert neben einer hervorragenden Biokompatibilität und Radioopazität eine hohe Risszähigkeit, eine hohe Biegefestigkeit (1000 MPa) und ein vergleichsweise hoher Weibullmodul (Fischer et al. 1998, Strub et al. 2001). Es lässt sich allerdings feststellen, dass Aufbaustiftmaterialien mit einem zum Dentin um das Zehnfache höheren Elastizitätsmodul (E-Modul) Spannungsspitzen im Wurzelentin verursachen, die das Risiko einer Wurzelfraktur vervielfachen (Asmussen et al. 1999, Rosentritt et al. 2000). In- vitro- Ergebnisse der Frakturmuster nach maximaler linearer Belastung demonstrieren, dass im Vergleich zur typischen Dezementierung von Metallstiften, Keramikstifte frakturieren (Rosentritt et al. 2000). Während die Rigidität höher als die der metallischen Aufbaustifte ist, wurde eine geringere Retention im Wurzelkanal nach adhäsiver Zementierung ermittelt (Purton et al. 2000). Aufgrund der signifikant geringeren Überlebensrate nach Ermüdungsbelastung im Kausimulator wird die Anwendung konfektionierter Zirkonoxidstifte im chair- side Verfahren mit Kompositaufbauten nicht empfohlen (Butz et al. 2001).

2.2.3.2 Faserverstärkte Kompositstifte

Glasfaserverstärkte Materialien zeichnen sich durch einen hohen Druckwiderstand, der guten Alterungsbeständigkeit und dem Vibrations- und Stoßdämpfungsvermögen aus (Pest et al. 2002). Der Zusatz der synthetischen Fasern in die Polymermatrix

bewirkt die Steigerung der Festigkeit, Bruchzähigkeit, Steifigkeit und Ermüdungsbeständigkeit (Drummond 2000). Zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften der in der Zahnheilkunde verwendeten Kunststoffe werden verschiedene synthetische Fasern beschrieben (Vallittu 1996). Der Einsatz metallfreier faserverstärkter Kunststoffstifte als echte Alternative zu Metallstiften wurde erstmals im Jahre 1990 von Duret et al. (1990) publiziert. Sie argumentierten, der Gebrauch von karbonfaserverstärkten Kunststoffstiften biete die Möglichkeit, Materialien unterschiedlicher biomechanischer Charakteristika zu vereinen. Diese Stifte bestehen aus gebündelten, longitudinal-parallel ausgerichteten Kohlenstofffasern (63 Gew%) in einer Epoxidharzmatrix (36 Gew%).

Der weitläufige Nutzen der ersten Faserstifte wurde jedoch durch einige Materialcharakteristika limitiert. Sie waren nicht röntgenopak und aufgrund ihrer schwarzen Färbung schwer unter Vollkeramikkronen oder Kompositrestaurationen zu verbergen (Vichi et al. 2000). Daraufhin wurden Kompositstifte mit Glasfaser-, Quarzfaser- oder Polyethylenfaserverstärkung eingeführt (Asmussen et al. 1999, Drummond et al. 1999), womit eine neue Generation von Stiftsystemen beschrieben wird, die sowohl biokompatibel und korrosionsresistent ist als auch ästhetischen Ansprüchen genügt (Sidoli et al. 1997, Quintas et al. 2000, Rosentritt et al. 2000). Positiv erscheinen die im Vergleich zu Aufbaustiften aus Zirkondioxidkeramik gute Revisionsmöglichkeit durch den parallelen Verlauf der Fasern („Schienenprinzip“) (De Rijk 2000) und die transluzente Eigenschaft, die die Zementierung mit dualhärtenden Befestigungskompositen unterstützt.

Die faserverstärkten Stifte differieren in den verwendeten Faserarten, in der Makroform und in der Mikrostruktur, im Durchmesser der Einzelfasern und in der Geometrie der Verstärkung wie Faserlänge, -verlauf und -konzentration. Es werden meist Fasern auf der Basis von amorphem Silikat für die Verstärkung der Polymermatrix eingesetzt. Während Quarzfasern aus reinem kristallinem Silikat bestehen, werden Glasfasern durch Zusatz von Oxiden (50-60 % SiO_2 , CaO , B_2O_3 , Al_2O_3) hergestellt. Eine Untersuchung von Lasilla et al. (2004) zeigte im Drei-Punkt Biegeversuch nach thermischer Wechselbadbelastung (12×10^3 , $5^\circ\text{C}/55^\circ\text{C}$) eine signifikant größere Verringerung der Biegefestigkeit für Stifte mit Quarzfaser- als mit Glasfaserverstärkung. Der Wärmeausdehnungskoeffizient der Glasfasern ($8 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$) ist dem der Polymermatrix ($40\text{-}80 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$) ähnlicher (Quarzfaser = $0,2 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$), wodurch eine geringere temperaturbedingte Separation der Fasern von der Polymermatrix ange-

nommen wird und die höhere Ermüdungsbelastbarkeit der glasfaserverstärkten Kompositstifte erklärt werden kann.

Der Faserdurchmesser der meisten Stifte liegt zwischen 12-18 μm (Ferrari und Scotti 2002d). Einen größeren Unterschied ergibt die Analyse der Faserdichte, die in einem Bereich von 13-70 Fasern/ mm^2 , im Mittel zwischen 24-36 Fasern/ mm^2 , liegt. Vallittu et al. (1994) registrierten eine Steigerung der mechanischen Kennwerte von Kunststoffen auf Acrylharzbasis, die positiv proportional zur Faserdichte ist. Eine unter diesen Gesichtspunkten von Grandini et al. (2005) durchgeführte In- vitro- Studie stellte Unterschiede bezüglich der Ermüdungsfestigkeit im Drei-Punkt-Biegeversuch verschiedener Faserstifte fest. Es besteht aber für die elektronenmikroskopisch ermittelten strukturellen Charakteristika wie Faserdicke und -dichte nur eine geringe Korrelation mit der erreichten mittleren Zykluszahl bzw. mit dem Ermüdungsverhalten. Dieses Ergebnis lässt zufällige Variationen im Herstellungsprozess vermuten. Der Hersteller gibt für den ER Dentin Post einen Faseranteil von 63 Gew.-% und einen E- Modul von 30 GPa an. Elektronenmikroskopische Untersuchungen von faserverstärkten Kompositstiften zeigten zahlreiche systemabhängige Strukturfehler in der Kunststoffmatrix (Mannocci et al. 2001c). In den meisten faserverstärkten Kunststoffstiften sind die Fasern unidirektional longitudinal angeordnet. Eine patentierte Sonderform ist der verschlungene Faserverlauf des ER Dentin Post. Mit der longitudinalen Faseranordnung wird eine Minimierung der Stresstransmission in die Matrix erreicht, die durch eine Vorspannung der Fasern zusätzlich reduziert werden kann (Ferrari und Scotti 2002c). Einige Fasern divergieren von der Stiftlängsachse. Dadurch kommt es zu einer Stresstransmission in die Matrix. Aus diesem Grund ist zu vermuten, dass Stifte mit paralleler Faseranordnung größeren Kräften widerstehen, als Stifte mit schräger Faseranordnung. Bedeutend ist die Art der Haftung zwischen der Faseroberfläche und der Kunststoffmatrix, da die Verbundfestigkeit den Stresstransfer von der Polymermatrix zur Faserverstärkung sichert (Grandini et al. 2005). Die Faseroberfläche ist entweder rau oder wie beim ER Dentin Post Coated mit einem Kopplungsmittel (Silan) beschickt. Es ist erwiesen, dass Stifte, deren Fasern eine Silanisierung aufweisen, zyklischen Kräften deutlich besser widerstehen (Grandini et al. 2005). Die faserverstärkte Kompositmatrix des Stiftes sorgt auch für einen starken Verbund zu den Stumpfaufbau- Kompositen.

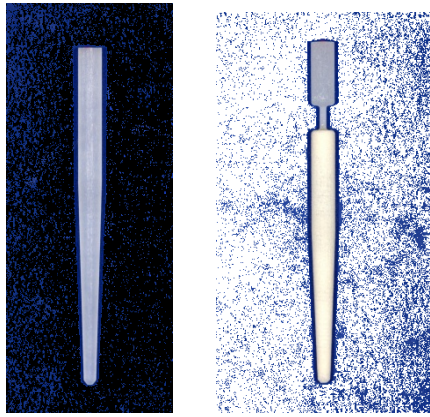


Abbildung 2-4 Beispiele für glasfaserverstärkte Kompositstifte: links: ER Dentin Post, rechts: ER Dentin Post Coated (Komet)

Die Stiftgeometrie lässt sich entsprechend der Form der passiven Metallstifte in zylindrisch, zylindrokonisch oder konisch einteilen. In einer In- vitro- Studie, in der die physikalischen Eigenschaften verschiedener Stifte untersucht wurden, wurde ermittelt, dass das ideale Stiftdesign einen zylindrischen koronalen Teil und einen konischen apikalen Abschnitt aufweisen soll (Lamberg- Hansen und Asmussen 1997). Die Stiftformen entsprechen den ISO Größen der Wurzelkanalinstrumente und weisen über die gesamte Stiftlänge eine genormte Verjüngung auf. Alle Stiftsysteme arbeiten mit speziell auf die Stiftform abgestimmten Vorbohrern.

Die Radioopazität der faserverstärkten Stifte ist systemspezifisch zu bewerten (Manocci et al. 2001c). Aufgrund der unterschiedlichen Beimengung an radioopaken Zusätzen zur Epoxidharzmatrix ist für die quarz- und glasfaserverstärkten Kompositstifte keine oder eine limitierte Röntgendichte festzustellen. Dem glasfaserverstärkten Kunststoffstift FibreKor wurde in einer In-vitro-Studie von 20 Zahnärzten nach adhäsiver Zementierung mit Panavia 21 (Kuraray Europa, Deutschland) in einem Eckzahn nur eine akzeptable Radioopazität attestiert (Finger et al. 2002). Den radioopaken Zusätzen (z.B. Bariumglas) wird ein negativer Einfluss auf die Biegefestigkeit der Faserstifte zugeschrieben (Mannocci et al. 2001c). Zum einen verursachen diese Zusätze Defekte in der Epoxidharzmatrix und schwächen dadurch deren strukturelle Integrität, zum anderen limitieren sie den Einsatz mit lichthärtenden bzw. dualhärtenden Zementen, da die Lichttransmission verringert wird.

Faserverstärkte Wurzelkanalstifte in Kombination mit plastischen Kompositaufbauten sind zu einer guten Alternative im Vergleich zu metallischen Stiftaufbauten geworden. Es konnte gezeigt werden, dass diese Stiftsysteme im Vergleich zu metallischen Stif-

ten vergleichbare oder höhere Festigkeiten erreichen (Rosentritt et al. 2000) und es wird postuliert, dass Wurzelstifte aus faserverstärktem Komposit ein günstiges biomechanisches und ästhetisches Verhalten im Vergleich zu metallischen (Nergiz und Schmage 2004) oder keramischen Stiften (Paul und Werder 2004) aufweisen, da Glasfaserstifte in ihrer Elastizität und Transluzenz dem natürlichen Zahn gut entsprechen. Aus diesen Gründen erreichen diese Stiftsysteme eine zunehmend klinische Bedeutung. Zudem bieten faserverstärkte Wurzelstifte die Vorteile, dass sie unter Schonung verbliebener, gesunder Zahnschubstanz nach minimal invasiver Präparation eingesetzt werden (Nergiz 2008) und, dass sie es dem Behandler ermöglichen, in einer Sitzung sowohl den Verschluss eines erfolgreich endodontisch behandelten Zahns zu tätigen, als auch den koronalen Anteil des Zahns zu restaurieren (Letzner 2008). Durch diese zeit- und kostensparende chair- side Behandlung wird das Risiko einer Reinfektion verringert (Bateman et al. 2003, Schwartz und Robbins 2004). Zu den besonderen werkstoffkundlichen Vorteilen zählt auch die drucklose Applikation und der adhäsiv stabilisierende Verbund zu den Dentinflächen (Asmussen et al. 1999), was zu einer internen Stabilisierung der Wurzel beiträgt (Sterzenbach 2007, Mezzomo et al. 2003). Weiterhin ist es vorteilhaft, dass Fragmente nach einer Fraktur leicht zu entfernen sind (De Rijk 2000, Monticelli et al. 2003), dass eine erneute endodontische Behandlung und die wiederholte Restauration des Zahns möglich sind und dass die früher häufig beobachteten Längsfrakturen oder ungünstigen Bruchmodalitäten mit Kronen- Wurzel- Schrägfrakturen beim Versagen von Stift- Restaurationen vermieden werden können (Fokkinga et al. 2004, Mendoza et al. 1997).

2.3 Einflussfaktoren auf den Erfolg eines postendodontisch versorgten Zahns

2.3.1 Biomechanik des avitalen Zahns

Wurzelbehandelte Zähne unterliegen einem höheren Risiko biomechanisch zu versagen als Zähne mit vitaler Pulpa (Llena-Puy et al. 2001, Fennis et al. 2002). Der Verlust der Vitalität geht mit einer Veränderung des Feuchtigkeitsgehaltes des Zahns einher (Helfer et al. 1972, Gutmann 1992), der aber nachgewiesenermaßen nur einen geringfügigen Einfluss auf dessen E- Modul und Proportionalitätsgrenze hat (Huang et al. 1992). Die Verringerung des Druck- und Dehnwiderstandes avitaler Zähne ist ebenfalls nicht dem veränderten Wassergehalt zuzuschreiben (Huang et al. 1992), denn der Feuchtigkeitsrückgang beruht nicht auf dem Verlust gebundenen

sondern freien Wassers (Helfer et al. 1972), sodass der Feuchtigkeitsverlust des Dentins nicht bedeutsam zu sein scheint (Papa et al. 1994). Es wurde ermittelt, dass die Gefährdung des endodontisch behandelten Zahns nicht durch die Versprödung der Zahnhartsubstanzen in Folge des Feuchtigkeitsverlustes hervorgerufen wird, sondern dem Substanzverlust nach endodontischer Therapie geschuldet ist. Der Gehalt an Dentinkollagen variiert abhängig von der Lokalisation und scheint für die niedrigeren Frakturresistenzen von Schneidezähnen im Vergleich zu Molaren verantwortlich zu sein (Rivera und Yamauchi 1993). Ein Unterschied in der Kollagen-Quervernetzung zwischen vitalen und avitalen Zähnen wurde allerdings nicht bestätigt (Rivera und Yamauchi 1993) und für andere Modifikationen der chemischen Zusammensetzung des Zahns nach Vitalitätsverlust gibt es keine Evidenz (Dietschi et al. 2007).

Für die Werte der Mikrohärte wurden nach 0,2 bis 10 Jahren keine oder nur geringfügige Unterschiede zwischen vitalen und avitalen kontralateralen Zähnen gefunden (Lewinstein und Grajower 1981, Sedgley und Messer 1992). Die Literatur bestätigt die weitläufig bekannte Theorie nicht, die avitalen Zähnen eine besondere Schwäche bzw. Brüchigkeit attestiert. Darüber hinaus wird vermutet, dass der progressive Volumenverlust der Pulpa, der durch Sekundär- oder Tertiärdentin ersetzt wird, für die verminderte Frakturfestigkeit älterer avitaler Zähne verantwortlich sei, was allerdings nicht bestätigt werden konnte (Dietschi et al. 2007). Dahingegen können Produkte, die für die Spülung und Desinfektion des Wurzelkanals verwendet werden mit mineralischen und organischen Bestandteilen des Zahns interagieren und dadurch in signifikantem Ausmaß den E-Modul, die Biegefestigkeit (Grigoratos et al. 2001, Sim et al. 2001) und die Mikrohärte des Dentins reduzieren (Cruz-Filho et al. 2001, Hulsman et al. 2002). Andererseits erhöhen Chemikalien zum Desinfizieren des Wurzelkanals wie Formosekrol und Eugenol die Zugfestigkeit von Dentin durch Proteinkoagulation und Chelatbildung mit Hydroxylapatit (Eugenol), die Festigkeit wird allerdings durch die letztgenannten Produkte nicht beeinflusst (Nakano et al. 1999). Die meisten Veränderungen der Biomechanik des Zahns gehen auf den Verlust der Zahnhartgewebe (Ferrari et al. 2007) in Folge von Karies, Fraktur oder Kavitätenpräparation, das Schaffen einer Zugangskavität vor der Wurzelkanalbehandlung inklusive, zurück. Dentin weist beachtliche plastische Deformationsmöglichkeiten jenseits der Dehngrenze auf und ist ein empfindliches, biologisches, duktiles Material, das in Dehnbarkeit und Belastbarkeit variiert (Gutman 1992). Ein intakter Zahn wird als eine

hohle, mehrschichtige Struktur verstanden, die unter Belastung verformt wird. Unter physiologischer okklusaler Belastung reagiert Dentin wie ein vorgespannter Verbund, der höheren Kräften standhält als im ungespannten Zustand, da er sich im vorgespannten Zustand je nach Ausmaß und Winkel der Belastung biegen kann. Jede Präparationsmaßnahme entfernt innere Auflaufflächen und zerstört den vorgespannten Zustand. Der Zahn verformt sich in größerem Ausmaß und ist schließlich anfälliger für Frakturen (Naumann et al. 2007, Gutman 1992). Je nach Höhe des umgebenden Hartgewebes, gibt das Wurzeldentin Kräften, die die plastische Deformationsfähigkeit überschreiten, nach. (Gutman 1992, Fernandes und Dessai 2001, Trope et al. 1985, Ko et al. 1992). Der Verlust an Zahnstruktur während einer konservativen Präparation der Zugangskavität für eine endodontische Behandlung beeinflusst die Zahnsteifigkeit nur zu 5% (Trope und Ray 1992). Der Einfluss der anschließenden Kanalinstrumentation und Obturation führen entweder zu einer Verringerung der Frakturresistenz (Trope und Ray 1992) oder scheinen nur einen geringen Einfluss auf die Biomechanik des Zahns zu haben (Reeh et al. 1989). Die Kanalpräparation beeinflusst die Biomechanik proportional zur entfernten Hartsubstanzmenge (Grigoratos et al. 2001, Sim et al. 2001, Cruz-Filho et al. 2001, Hulsman et al. 2002). Die deutlichste Reduktion der Zahnsteifigkeit resultiert aus der zusätzlichen Präparation, besonders des marginalen Randes. Es wurde gezeigt, dass aus der Kombination MOD- und endodontische Zugangskavität eine maximale Fragilität des Zahns resultierte (Dietschi et al. 2007). Der Grad der konservierbaren Zahnhartsubstanz des zu restaurierenden Zahns (Cohen et al. 2000) und die Möglichkeit der Fassreifenpräparation (Naumann et al. 2006) beeinflussen also die Widerstandsfähigkeit der Restaurationen maßgeblich. Der Ferrule Effect und ein großer Betrag der restlichen Zahnhartsubstanz vergrößert die Frakturresistenz des Zahns (Sorensen und Engemann 1990b, Cathro et al. 1996). Eine minimale Ferrule Präparation von 1mm wird allerdings als notwenig erachtet um den Zahn zu stabilisieren (Sorensen und Engemann 1990b). Die Weite der Präparationsschulter und der Kronenrand scheinen die Frakturresistenz des Zahns nicht zu beeinflussen (Al Wahadni und Gutteridge 2002).

Jahrzehntelang wurden restaurative Methoden gesucht, die den Wurzel- Stift- Aufbau- Komplex widerstandsfähiger gegenüber Kaukräften machen könnten (Boschian Pest et al. 2006), denn ein Stift wird zwar in dem Bemühen gesetzt, den Zahn zu

stärken (Gutmann 1992, Assif und Gorfil 1994, Cohen et al. 1995), allerdings wurde festgestellt, dass sich Stifte, statt stabilisierend, störend auf die mechanische Widerstandsfähigkeit von Zähnen auswirken und das Risiko erhöhen die restliche Zahnhartsubstanz zu schädigen (Mannocci et al. 1999, 2005, Akkayan und Gulmez 2002, Naumann et al. 2005, Zarone et al. 2006). Der Hauptgrund einer Stiftsetzung ist es daher Retention für einen künstlichen Aufbau zu schaffen, wenn nicht mehr genügend suffiziente klinische Krone erhalten ist (Sorenson und Engelman 1990). Die Stiftluxation, der Verlust der Retention des Stiftes oder der Krone, eine Fraktur des Stiftes oder der Wurzel sowie kariöse Prozesse charakterisieren das Versagen endodontisch behandelter Zähne (Asmussen et al. 1999). Es gibt aber Hinweise darauf, dass die Belastbarkeit und somit der klinische Erfolg postendodontisch behandelter Zähne außerdem vom Zahntyp (Naumann et al. 2005a) und von mechanischen Aspekten wie der Eingliederung einer Kronenversorgung (Aquilino und Caplan 2002), der Anzahl bzw. der Lage der okklusalen Kontakte (Bergmann et al. 1989, Iqbal et al. 2003), dem Interinzisalwinkel (Loney et al. 1995) der Position des Zahnes im Zahnbogen (Hatzikyriakos et al. 1992, Sorensen und Martinoff 1984b) und der Art der definitiven Versorgung, festsitzender oder herausnehmbarer Art (Hatzikyriakos et al. 1992, Decock et al. 1996) abhängig ist. Es wurde gezeigt, dass die Versorgung von Frontzähnen im Vergleich zum Seitenzahnbereich sowie die Versorgung von Zähnen ohne einen Nachbarzahn im Vergleich zu denen mit mindestens einem Approximalkontakt mit einem dreifach erhöhten Misserfolgsrisiko einhergehen (Naumann et al. 2005a). Weiterhin wurde dargestellt, dass Zähne, die mit einer Einzelkrone restauriert wurden ein mehr als vierfach erhöhtes Misserfolgsrisiko zeigten, als Zähne, die mit einer Brücke versorgt wurden (Naumann et al. 2005a). Weitere Einflussfaktoren sind der apikale Status (Eckerbom et al. 1991), die verbleibende Unterstützung des Alveolarknochens (Naumann et al. 2006b) und die Anfertigung einer nur provisorischen Versorgung (Lynch et al. 2004). Vermutlich spielen aber auch Aspekte wie die zahnspezifische intermolekulare Vernetzung des Wurzeldentins (Gutman 1992), die Primärpassung der definitiven Restauration und die entsprechende Zementspaltbreite eine Rolle. Problematisch für die Versorgung endodontisch behandelter Zähne ist, dass die propriozeptive Rückkopplung reduziert und somit der vor Überbelastung schützende Reflexbogen beeinträchtigt ist (Randow und Glantz 1986). Im Folgenden soll auf die Faktoren eingegangen werden, die am ehesten durch den Behandler beeinflusst werden können.

2.3.2 Endodontischer Misserfolg

Die Prognose des EBZ bezogen auf dessen periapikale Integrität wird außer von den genannten Faktoren maßgeblich von der Dichtigkeit der Wurzelkanalfüllung und von der Qualität der definitiven postendodontischen Restauration beeinflusst. Klinische Studien belegen, dass aber auch die Qualität des Kronenrandes entscheidenden Einfluss auf den Erfolg oder Misserfolg einer festsitzenden Restauration hat, da Randspalten und Konturfehler über eine verstärkte Plaqueanlagerung zu Sekundärkaries und parodontaler Destruktion führen können (Kohal et al. 2004, Müller und Pröschel 1994, Spiekermann 1986, Valderhaug 1997). Eine undichte koronale Restauration bzw. die Ausbildung von Randspalten (koronales leakage) ebenso wie eine unvollständige Wurzelkanalfüllung ermöglichen die Passage von Mikroorganismen oder von deren Stoffwechselprodukten zur Wurzelspitze und dem alveolären Knochen.

Nach Ray und Trope (1995) ist der entzündungsfreie Zustand des apikalen Parodonts in erster Linie von der koronalen Restauration abhängig, wobei die Qualität der koronalen Restauration nur dann einen signifikanten Einfluss hat, wenn auch die Wurzelkanalfüllung gut ist, d. h. radiologisch dicht und 1-2 mm vor dem röntgenologischen Apex endend (Tronstad et al. 2000). Die periapikale Parodontitis wird durch die mit dem Speichel transportierten endodontisch pathogenen Bakterien oder durch Zellwandbestandteile von Gram-negativen Bakterien, den Endotoxinen, ausgelöst. Bereits nach 7-22 Tagen können Bakterien aus mit Guttapercha gefüllten Wurzelkanälen, welche dem Speichel ausgesetzt wurden, isoliert werden (Khayat et al. 1993, Chailertvanitkul et al. 1996). Das Wurzelkanalsystem wird bedeutend schneller von Endotoxinen gemischter Bakterienkulturen penetriert als von den Bakterien selbst (Alves et al. 1998). Daher ist eine passgenaue und unverzügliche definitive Restauration nach der Wurzelkanalfüllung zwingend notwendig. Dem koronalen leakage und der Reinfektion während einer provisorischen Versorgung wird eine gravierende Bedeutung für den Misserfolg der endodontischen Therapie beigemessen (Saunders und Saunders 1994).

Es ist davon auszugehen, dass ein beträchtlicher Anteil der als endodontischer Misserfolg gewerteten Versagensraten auf Randspaltbildung der Kronenversorgung zurückzuführen ist. Während die vollständige Fraktur der klinischen Beurteilung zugänglich ist, wird die Randspaltbildung nicht erkannt.

2.3.3 Randspaltbildung

Das Mikroleakage wird im Allgemeinen als die Passagemöglichkeit von Bakterien, Flüssigkeiten, Molekülen oder Ionen zwischen Kavitätenrand und Restauration bezeichnet (Kidd 1976).

Der Begriff „Randspalt“ als koronales Leakage ist daher in der zahnmedizinischen Fachterminologie unwillkürlich negativ belegt, obwohl er zwangsläufig zwischen Krone und präpariertem Zahn vorhanden ist. In Definitionen zum Randspalt bezeichnen oft die gleichen Begriffe unterschiedliche Messungen oder gleiche Messungen werden unterschiedlich benannt (Donath und Roth 1987, Holmes et al. 1989, Hunter und Hunter 1990, Morneburg et al. 1995).

Randspaltbreitenmessungen an Guss-, Komposit- und Keramikrestorationen (teilweise durch Konturmessungen ergänzt) wurden in verschiedenen Untersuchungen durchgeführt (Forberger und Göhring 2008, Krejci et al. 2003, Usumez et al. 2004, Jung et al. 2007 usw.). Durch die voneinander abweichenden Untersuchungsmethoden und Untersuchungsbedingungen erweist sich ein direkter Vergleich der Messwerte allerdings als problematisch. Unter klinischen Bedingungen wurden zwar auch Randspalten von weniger als 10 µm gemessen (Erpenstein et al. 1992, Felton et al. 1991). Diese Werte wurden in anderen Untersuchungen allerdings nicht bestätigt. Der geforderte (Kerschbaum et al. 1990), wenn auch klinisch nicht genügend untermauerte Standard von 50- 200 µm Randspaltbreite, wurde wie die klinischen Nachuntersuchungen zeigen, nur selten erreicht (Müller und Pröschel 1994, Donath und Roth 1987, Spiekermann 1986). Es ist weitgehend ungeklärt, bis zu welchem Ausmaß Randschlussungenauigkeiten als biologisch tolerabel anzusehen sind, da es sich um ein multikausales Problem mit zahlreichen Einflussfaktoren handelt (Kronenkontur, Spaltbreite, Lage zur Gingiva, Mundhygiene, Material usw.).

Als Vorbild für die Gestaltung der künstlichen Krone dient der gesunde natürliche Zahn. Am zervikalen Kronenrand sitzt die Schmelzglocke dem Dentin spaltfrei auf, wobei der Rand meißelförmig dünn ausläuft (Marxkors 1984). Ein exakt passender Zahnersatz stellt hohe Ansprüche an Zahnarzt und Zahntechniker. Moderne Methoden bieten die Möglichkeit zahnfarbene Kronen computergestützt zu konstruieren, herzustellen und adhäsiv zu befestigen. Diese (CAD/CAM) Technologie ermöglicht es ästhetische Restaurationen an einem Termin mit geringerem Aufwand herzustellen und einzugliedern, wobei die Herstellung von Provisorien oder Interimsprothesen

vermieden wird (Ghazy et al. 2010). Bei der Frage, welche Randschlussgenauigkeiten labortechnisch und klinisch erreichbar sind und dementsprechend zu fordern sind, differieren die Meinungen der Autoren erheblich. So forderte Dreyer-Jørgensen (1958) Randspalten von unter 50 μm , da bei dieser Dimension erfahrungsgemäß keine Sekundärkaries aufträte. Rehberg (1971) sah sogar 20 μm als Optimum dessen an, was durch zahnärztliche Technik erreicht werden könne. Diese Forderung konnte zwar von manchen Autoren im Laborexperiment bestätigt werden (Böttger et al. 1988, Hummert et al. 1992), erwies sich in klinischen Studien jedoch als nicht realisierbar. So war Valderhaug (1987) der Ansicht, dass es bei der Durchführung der klinischen Arbeit unmöglich ist, den Randschluss zwischen Zahn und Krone so zu gestalten, dass er weniger als 50 μm beträgt. Selbst bei genauester Arbeit von Zahnarzt und Zahntechniker werde der Spalt meist sehr viel größer sein. Dieser Meinung schloss sich auch Eichner (1989) an. Er plädierte dafür, dass auf Grund vorliegender Untersuchungsergebnisse die bisherige Toleranzgrenze der Randspaltbreite (von 50 μm) um ein Mehrfaches höher angesetzt werden müsse (Düsterhus 1980). Auch die Untersuchungen von Müller und Pröschel (1994) belegen, dass die Diskrepanz zwischen theoretisch möglicher und tatsächlich klinischer Randpassung sehr groß ist. Legt man als noch tolerierbare Grenze 100 μm fest, so erfüllten nur ca. 1% der von ihnen untersuchten Kronen diese Anforderung. Diese Ergebnisse stehen in Einklang mit den durch Donath und Roth (1987) sowie Spiekermann (1986) durchgeführten Untersuchungen. Marxkors (1989) beurteilte Kronen mit einem Randspalt von unter 100 μm als gut, unter 200 μm als tolerabel (einschließlich kleiner Strecken bis 300 μm) und über 200 μm als unzureichend. Diese geforderte Grenze von 200 μm für den Kronenrandspalt dürfte unter normalen labortechnischen Gegebenheiten von allen Grenzwerten noch am realistischsten sein, wie auch die Ergebnisse einer Untersuchung von Kerschbaum und Porschen (1998) belegen. Sie fanden bei der Überprüfung von Kronen, die im normalen Laboralltag hergestellt wurden, durchschnittliche Randspaltbreiten von 110 μm ($\pm 35 \mu\text{m}$ SD) auf dem Modell und bei etwa 50% der Kronen zusätzlich eine Über- bzw. Unterextension des Kronenrandes. Generell besteht nur Einigkeit darüber, dass der Kronenrandspalt möglichst klein sein und eine Über- bzw. Unterextension vermieden werden soll.

2.3.4 E- Modul des Stiftmaterials

Es gibt keine Mindestgrenze physikalischer Ansprüche für Stifte oder Restaurationsmaterialien, die zur postendodontischen Versorgung genutzt werden. Der Trend geht aber immer weiter zum Gebrauch von Materialien, deren mechanische Eigenschaften den Zahnhartgeweben ähnlich sind (Duret et al. 1990).

Der Elastizitätsmodul beschreibt den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung während der Verformung eines festen Körpers bei linear elastischem Verhalten (Gutmann 1992). Im Fall eines anisotropen Materials, beispielsweise Glasfaser- verstärkten- Komposits zeigen Stifte entsprechend des Kraftansatzes unterschiedlich große E- Module (Lassila et al. 2005). Isotrope Materialien, wie Metall oder Keramik verhalten sich dagegen unter verschiedenen Kraftrichtungen weitgehend ähnlich (Palamera et al. 2000). Metalle und Keramiken, die für die Stiftherstellung genutzt werden, besitzen einen deutlichen größeren E- Modul als Dentin (Tabelle 2-1). Diese Stiftmaterialien werden mit dem Ziel gesetzt den Zahn zu stärken. Kliniker wünschen sich eine rigide Grundlage um die prothetische Restauration vor Biegung mit dem Risiko der Dezentrierung oder Bruch zu schützen (Dietschi et al. 2007). Dieses Konzept ist allerdings nur vorteilhaft, wenn eine perfekte Kohäsion zwischen allen Bestandteilen der Restauration erreicht wird, was aufgrund von Limitierungen der adhäsiven Befestigung innerhalb des Wurzelkanals fraglich ist (Dietschi et al. 2006, Bouillaguet et al. 2003, Manocci et al. 2001).

Bezüglich der Werte für die Resistenz von Glasfaserstiften gegenüber physikalischen Effekten und Alterung bestehen große Variationen (Grandini et al. 2005).

Obwohl der optimale E- Modul für einen Stift ausgiebig diskutiert wurde, bleibt die Wahl des geeigneten Stiftmaterials bezüglich dessen Rigidität strittig (Asmussen et al. 1999, Drummond et al. 1999, Torbjørner und Fransson 2004). Außerdem wurden kontroverse Ergebnisse zur Belastbarkeit verschiedener SSA ermittelt (Rosentritt et al. 2000, Raygot et al. 2001, Newman et al. 2003, Sirimai et al. 1999, Akkayan und Gulmez 2002, Heydecke et al. 2002, Akkayan 2004). Daher wurden weitere Untersuchungen gefordert um zu klären ob ein hoher oder niedriger Elastizitätsmodul der Stiftmaterialien die okklusalen Kräfte besser verteilt und das klinische Bestehen in der oralen Umgebung verbessert (Sorensen et al. 2001).

Dentinähnlicher E- Modul

Die Intension bei der Wahl eines Stiftmaterials mit dentinähnlichem E- Modul ist es, einen Aufbaustift zu verwenden, der nach adhäsiver Zementierung eine gleichmäßigere Kraftverteilung entlang der Wurzel bewirkt (King und Setchell 1990), was im Falle des Misserfolgs zu klinisch günstigeren, d. h. wieder versorgbaren Frakturen führt (Asmussen et al. 1999, Heydecke et al. 2002). Die Ergebnisse der Untersuchung von Rosentritt et al. (2004b) implizieren, dass die Flexibilität des Stifts und das Bonding im Inneren des Dentins helfen niedrige Kaukräfte sogar innerhalb des Restaurationssystems zu verteilen (Isidor et al. 1996). Die Werte der E- Module (Tabelle 2-1) weisen darauf hin, dass eine biomechanisch homogene Einheit erreicht werden kann, wenn Glasfaserstifte statt Titanstiften genutzt werden. Klebematerialien könnten aufgrund der ebenfalls niedrigen E- Module als Schockdämpfer wirken, welche die Widerstandsfähigkeit des Zahns erhöhen (Mendoza et al. 1997). Ein adhäsiv eingesetzter Stift wirkt allerdings nur als Schichtstoffverbund aus Stift, Zement und umgebendem Wurzeldentin, solange die Adhäsion nicht vermindert ist (Naumann et al. 2007). Naumann et al. (2008) zeigten, dass die konventionelle Zementierung verglichen mit der adhäsiven Befestigung nicht so beständig ist, sodass es wichtig ist, den Aufwand der techniksensitiven, adhäsiven Befestigung zu betreiben.

Hoher E- Modul

Wurzelfrakturen werden unter anderen extremen Unterschieden zwischen der Rigidität des Aufbaustiftes und des Dentins zugeschrieben, denn die großen Unterschiede des Elastizitätsverhaltens führen zu einer Stresskonzentration innerhalb der Wurzel (Bolhuis et al. 2004). Die Erklärung, dass wenn ein System bestehend aus Komponenten mit unterschiedlichen Steifigkeiten belastet wird, die starrste Komponente größere Kräfte ohne Verformung aufnehmen kann (Fernandes und Dessai 2001) könnte die hohe Zahl der Wurzelfrakturen bei gesetzten Metallstiften, verglichen mit nicht- metallischen Stiften erklären (Mannocci et al. 1999, 2005, Naumann et al. 2005). Im Widerspruch zu dieser Argumentation zeigen Finite Element Analysen (FEA), dass der stiftinduzierte Stress mit steigendem E- Modul in der Reihenfolge Glasfaser-, Titan-, Zirkonoxid reduziert wird (Asmussen et al. 2005). Hayashi et al. (2008) beobachteten sowohl bei Glasfaser-, als auch bei Metallstiften „alterungs-

ähnliche“ Frakturareale entlang der Stifthöhle, in denen Mikrostrukturen der Dentintubuli deutlich an den Bruchflächen zu erkennen waren. Die Ausbreitung dieser Areale lag der Länge nach im Zahnhals und war bei glasfaserverstärkten Stiften deutlich größer als bei Metallstiften, was dafür spräche, dass Titanstifte fähig sind, höhere Kräfte aufzunehmen, sodass weniger Stress auf den Zahn übertragen wird und der stiftinduzierte Stress mit steigendem E-Modul reduziert wird (Asmussen et al. 2005). Die Autoren schlussfolgerten allerdings, dass es durch die Art der Stressverteilung bei den Glasfaserstiften zu einer niedrigeren Kraftansammlung an den Grenzflächen käme, was in der höheren Frakturrestistenz der Glasfaserstifte nach künstlicher Alterung deutlich wurde.

Ferner soll durch ein rigideres Stiftmaterial eine weniger invasive Stiftbettpräparation notwendig sein, da der Stiftdurchmesser verringert werden kann (Raygot et al. 2001). Stricker und Göhring (2006) schlussfolgerten, dass rigidere Stiftmaterialien einen signifikant positiven Effekt auf die marginale Kontinuität von Kompositkronen ausüben müssen, da aus der Kombination Glasfaserstift und Kompositaufbau in ihrer Studie signifikant größere Randspalten resultierten.

Dagegen wird vermutet, dass ein rigides Stiftmaterial Kraftspitzen zum schwächsten Punkt der Rekonstruktion transportiert, der im Allgemeinen an der Grenzfläche Zement- Zahn besteht. Zähne, die mit Stiften mit hohem Elastizitätsmodul versorgt werden, halten geringere Dauerbelastungen aus, weil die Zähne durch die rigiden Stifte versteift werden, woraus eine interne Kraftkonzentration resultiert. Folglich sind größere Kräfte nötig die so versorgten Wurzeln zu brechen und es kommt seltener zu Stift- Stumpfversagen: aber diese Zähne zeigen häufiger Wurzelfrakturen, was klinisch noch erheblicher ist, wenn die Stiftlänge reduziert wird, da der Stift dann eine Keilwirkung auf den Zahn ausübt.

In Kooperation mit der Boston University, USA und der Abteilung für Oralchirurgie des Zentrum für Zahnmedizin der Charité', Universitätsmedizin Berlin führten Naumann et al. (2006) eine randomisierte klinische Pilotstudie über den Einfluss des E-Moduls eines Aufbaustiftes auf den klinischen Erfolg einer postendodontischen Versorgung durch. Nach einem Beobachtungszeitraum von bis zu drei Jahren zeigte sich, dass die Rigidität des Aufbaustiftmaterials -vergleichsweise steifes Titan oder flexibleres glasfaserverstärktes Komposit- keinen Einfluss auf den klinischen Erfolg hat. Naumann et al. (2007) postulierten außerdem, dass die Steifigkeit einer Stiftver-

sorgung von untergeordneter Bedeutung für die Widerstandsfähigkeit endodontisch behandelter Zähne ist. Die Annahme, dass ein niedriger, dentin- ähnlicher E- Modul vorteilhaft ist (Bateman et al. 2003) konnte von ihnen nicht bestätigt werden. Nach Assif und Gorfil (1994) stellt der Stift eine neutrale Zone bezüglich Stresshäufung dar und die größten Spannungswerte werden in der Peripherie der Wurzel gefunden. Es wäre daher treffender, der Bruchfestigkeit oder der Proportionalitätsgrenze von Dentin (Gutman 1992) mehr Aufmerksamkeit zu schenken, als dem Elastizitätsmodul des Stifts, da die Proben versagen, nachdem die Festigkeit von Dentin überschritten ist. Raygot et al. (2001) konnten ebenfalls keine unterschiedlichen Frakturmodi zwischen faserverstärkten Stiftten und Metallstiften finden. Auch in Anlehnung an den Review von Torbjörner und Fransson (2004) konnte kein deutlicher Vorteil eines der getesteten Stifte ermittelt werden. Die Autoren postulierten, dass der Erfolg einer postendodontischen Versorgung vielmehr vom Betrag der verbleibenden Zahnhartsubstanz, dem Ferrule Design und der marginalen Beschaffenheit der Krone, sowie dem Betrag und der Richtung funktioneller Kräfte abhängig ist als vom spezifischen Stiftsystem, das verwendet wird. Außerdem muss die Bedeutung der Höhe des umgebenen Alveolarknochens hervorgehoben werden (Sorensen 1984b, Gutmann 1992, Torbjörner und Fransson 2004, Sidoli et al. 1997). Die Autoren schlussfolgerten auch in diesen Untersuchungen, dass das größte Belastungsvermögen weniger von der Steifigkeit des Stiftmaterials erzielt wird, als von der dehnbaren Festigkeit des umgebenden Hartgewebes. Die Rotationsachse des belasteten oberen Frontzahns befindet sich crestal des facialen Alveolarknochens. Wenn die Krone verloren geht, wirken unkontrollierte Kräfte hauptsächlich auf den Stiftaufbau und wenn die Belastung einen kritischen Punkt überschreitet, bewirkt ein langsam fortschreitender Riss den sukzessiven Haftungsverlust am Kompositaufbau und an der Grenzfläche zwischen Stift, Zement und Wurzel. Wenn der adhäsive Verbund des Stiftes geschwächt ist und der Stift somit mehr oder weniger frei beweglich im Wurzelkanal ist, kann er eine Keilwirkung auf den Zahn ausüben. Ein typisches Bruchmuster verläuft von cervical- palatal nach subgingival- facial.

Im Gegensatz dazu wurden in einem weiteren Review den Glasfaserstiften die oben genannten Vorteile zugeschrieben (Fokkinga et al. 2004). Die unterschiedlichen Ergebnisse der Untersuchungen, die methodischen Differenzen und die zum Teil widersprüchlichen Ergebnisse führen zu einem mangelnden Verständnis der biome-

chanischen Verhaltensweisen (post-) endodontisch behandelter Zähne (Kinney et al. 2003).

Titan	110 GPa (Torbjorner und Fransson 2004)
Zirkon	200 GPa (Forberger und Göhring 2006)
Glass FRC	30 GPa (Naumann et al. 2005) 40 GPa (Torbjorner und Fransson 2004, Asmussen et al. 1999, King und Setchel 1990) 30 GPa (Forberger und Göhring 2008) 16 - 40 GPa (Asmussen et al. 1999)
Carbon FRC	75-215 GPa (Torbjorner und Fransson 2004)
Composite Buildup	16- 25 GPa (Torbjorner und Fransson 2004, Pegoretti et al 2002)
<ul style="list-style-type: none"> • Selbstadhäsive Universal Composite Zemente • Composite resin 	ca 9 GPa (Herstellerangaben) 16 -25 GPa (Pegoretti 2002, Torbjörner & Fransson 2004), 14 GPa Forberger und Göhring 2008
Dentin	15 GPa (Torbjorner und Fransson 2004), 19 GPa (Gutman 1992, Ko et al. 1992) 25 GPa (Kinney et al. 2003) 15- 25 GPa (Sunnegardh- Grönberg et al. 2003) (Pest et al. 2002)

Tabelle 2-1 E- Modul relevanter Stift-/ Aufbaumaterialien im Vergleich zu Dentin

2.4 In- vitro- Untersuchungsmethoden

Klinische Versuche zu Stiftmaterialien sind teuer, langwierig und standardisierte Versuchsbedingungen sind schwer zu erreichen (Krejci et al. 1990). Daher sind In- vivo-Studien zur Langlebigkeit faserverstärkter Komposite rar. Ob faserverstärkte Kompositstifte Vorteile gegenüber Metallstiften bezüglich des dauerhaften Erhalts der Versorgung und des Zahns besitzen ist unklar (Sorensen et al. 2001, Heydecke und Peters 2002). Die Ergebnisse klinischer Untersuchungen sind außerdem mitunter durch wenig Erfolg aufgrund von der geringen Gruppengröße oder großen Schwan-

kungen der Ergebnisse limitiert (Hickel et al. 2007). Deshalb sind In- vitro Untersuchungen nötig, um wissenschaftliche Basisdaten zu erhalten mit denen das Risiko zu versagen geschätzt werden kann (Naumann et al. 2009). Um das orale Mikromilieu zu simulieren, wurden unterschiedliche Versuchsanordnungen z.B. von DeLong und Douglas (1983, 1991), Krejci et al. (1990) und Rosentritt et al. (1997) beschrieben. Es gibt zurzeit zwar kein standardisiertes Testdesign, aber eine riesige Fülle von Daten, die zu Laboruntersuchungen erhältlich sind. Um grundlegende mechanische Eigenschaften endodontischer Stifte als solchen oder als Teil des Restaurationskomplexes zu untersuchen, wurden verschiedene Techniken angewendet. Als Belastungsart werden drei Formen beschrieben: die linear steigende Belastung, die linear steigende Belastung nach zyklischer Belastung und die periodische (zyklische/ intermittierende) Belastung. Im Allgemeinen kann man dabei zwischen destruktiven und nicht- destruktiven Belastungsprotokollen unterscheiden. Destruktive Testanordnungen nutzen hauptsächlich statische Belastungen um das maximale Belastungsvermögen als primären Parameter in Kombination mit oder ohne dynamische Belastung zu testen.

Der Belastungstyp der linear steigenden (statische) Belastung in einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch der Probe, ist die, aufgrund ihrer hohen Effizienz (niedrige Kosten, geringer Zeitaufwand) am häufigsten verwendete Methode. Die lineare Belastungssteigerung ist als In- vitro- Methode zur vergleichenden Analyse neuer Materialien geeignet, indem diese mit klinisch bewährten Materialien hinsichtlich ihrer Belastbarkeit verglichen werden. Sie simuliert die klinischen Belastungsbedingungen allerdings in einer sehr vereinfachten Weise, denn diese Versuchsanordnung imitiert sehr spezifische Versagensmodalitäten, wie beispielsweise traumatische Ereignisse, Belastungen von Versorgungen unter Abutments von herausnehmbaren Zahnersatz oder Kräfte, die auf den SSA während des Entfernens eines Provisoriums wirken. Das Verfahren berücksichtigt nicht die Faktoren, die das Überleben der Materialien beeinflussen, wie z. B. die Ermüdungsbelastung oder Alterung. Die provozierte Frakturcharakteristik ermöglicht zwar eine quantitative Auswertung der maximalen Belastbarkeiten, aber die entstehenden Bruchmechanismen werden nicht erkannt (Kelly 1999), während die zyklischen Belastungsmethoden zusätzlich qualitative Aussagen mit der Überlebensanalyse (Kaplan-Meier-Methode) zulassen.

2.4.1 Linear steigende Belastung

Die Geschwindigkeit des Prüfstempels ist der entscheidende Parameter der statischen Belastung (Stokes und Hood 1993, Farik 1999). Die Bruchfestigkeit erhöht sich, wenn die Geschwindigkeit des Querkopfes verringert wird (Dean 1998) und Geschwindigkeiten bis zu 150 mm/min (Baratieri et al. 2000) stellen eine Annäherung an traumatische Geschehen dar. Geschwindigkeiten des Prüfstempels von weniger als 1mm/min beeinflussen die Kraft, die zur Fraktur von Keramikrestorationen führt (Hahn 1994). Daher wurde eine Geschwindigkeit von 1mm/min empfohlen (Naumann et al. 2002). Der Belastungswinkel variiert mit den ausgewählten Zahntypen in Abhängigkeit der natürlichen Interkuspidationsposition bei eugnather Verzahnung. Sowohl für die Belastungsgeschwindigkeit als auch für den Belastungswinkel besteht eine direkte Abhängigkeit zu den maximalen Belastbarkeiten. Bei größerer Angulation (110° - 150°) zur Zahnachse und steigender Belastungsgeschwindigkeit (0,5 - 51 mm/min) werden signifikant geringere Belastungswerte ermittelt und umgekehrt (Stokes und Hood 1993, Loney et al. 1995, Dean et al. 1998).

Für die biomechanische Analyse von Zahnstrukturen und deren Restaurationen sind destruktive mechanische Tests, die die Bruchfestigkeit ermitteln, wichtige Hilfsmittel um das Verhalten des Zahnes in Situationen konzentrierter und hoch angelegter Kraft zu beurteilen. Tatsächlich resultieren die meisten klinischen Misserfolge, die aus Material- oder Zahnhartgewebsfraktur und Separation der Grenzflächen hervorgehen aus physiologischen Kräften während der Mastikation bzw. parafunktionellen Kräften, die über eine lange Zeitspanne wiederholt auftreten. Die destruktiven Tests sind, was das innere Verhalten des restaurierten Zahns während solcher Belastungen betrifft, limitiert aussagekräftig. Es ist deshalb wichtig diese Tests mit nicht-destruktiven Methoden zu kombinieren (Santos- Filho et al. 2008).

2.4.2 Physikalische Studienmodelle

Es wurden verschiedene Versuche gestartet um die Entwicklung und Verteilung funktioneller Belastungen direkt oder indirekt zu simulieren und zu beobachten. Photoelastische Studien bewiesen, dass zementierte Stifte weniger Stress innerhalb der Wurzel generieren als geschraubte (Rolf et al. 1992). Außerdem wurde mit dieser Untersuchungsmethode dokumentiert, dass das Stiftdesign eine entscheidende Rolle

spielt. Konische Stifte üben mit steigender Belastung eine Keilwirkung auf die Wurzel aus (Städtler et al. 1995) und zylindrische Stifte generierten unter vertikaler und schräger Belastung hohe Spannungen im apikalen Wurzeldrittel (Yaman und Thorsteinsson 1992). Photoelastische Modelle reproduzieren allerdings nicht die essentiellen physikalischen Gegebenheiten dentaler Zahnhartgewebe und können die komplexen physikochemischen Belastungen des oralen Milieus nicht simulieren. Diese Technik wurde daher durch Finite Element Analysen (FEA) abgelöst, bei denen aber ebenfalls Vereinfachungen der Modelle nicht vermieden werden konnten. Die Mehrheit der 2- oder 3- dimensionalen FEA- Studien stellen Schmelz und Dentin trotz ihrer intrinsischen anatomischen Anisotropie (Tubuli und Prismen) und der Variation der Mikrohärtigkeit und des elastischen Verhaltens als isotrope, homogene, linear elastische Substrate dar. Grenzflächen werden ebenfalls als homogen angesehen, was nicht realistisch ist (Dietschi et al. 2007). FEA- Studien sind im Moment nicht fähig die Dynamik und Komplexität zyklischer Kaufunktion wiederzugeben. Der Vorteil der FEA ist in der Quantifizierung und Visualisierung der Verteilung der Belastungen innerhalb des restaurierten Zahns ohne den Einfluss der Variablen, die biologischen Materialien anhaften, zu sehen.

2.4.3 Dynamische Belastung

Nicht- destruktive Testdesigns beinhalten Messungen der Randspaltbildung vor, während und/ oder nach subkritischer dynamischer Belastung. Die dynamische subkritische Belastung bis zum Versagen nach Krejci et al. (1990) kann ebenso bedeutsam sein wie die lineare Belastung und eine Korrelation zur klinischen Situation zu ermöglichen.

Um Ermüdungserscheinungen hervorzurufen, wird die dynamische (zyklische) Belastung mit oder ohne Thermozyklen eingesetzt. Es wurden verschiedene Arten der dynamischen Belastung mit unterschiedlicher Zykluszahl, mit oder ohne gleichzeitiger thermozyklischer Wechsellast und mit oder ohne zusätzlicher statischer Belastung bis zum Bruch beschrieben. Die geläufigste Art der dynamischen Belastung ist die Kausimulation in einem computer- gestützten Mastikationssimulator (Krejci et al. 1990). Mit dieser Apparatur können in mehreren Kammern gleichzeitig die mechanischen okklusalen Belastungen und der Temperaturstress in der Mundhöhle simuliert werden. Der generierte, computergesteuerte Kauzyklus kann für die Frequenz der

Belastung, die Morphologie der Kaukurve und die Maximalkraft beliebig reguliert werden. Es werden für die Kaukräfte während der Nahrungszerkleinerung durchschnittlich 50 N mit einer Frequenz von 1,66 Hz (1Hz= 1/sec) angenommen (Anderson 1956, Eichner 1963). Die intraoralen Temperaturen auf der Oberfläche einer Restauration unterliegen Schwankungen von 5°C bis 55°C (Gräf 1960).

Dynamische (zyklische) Krafteinwirkungen rufen Alterungserscheinungen hervor, wobei wenigstens 10^5 - 10^6 Zyklen nötig sind (Huysmann et al. 1993, Rosentritt et al. 2006). 1.200.000 Zyklen im Kausimulator entsprechen einer 5- Jahres-Belastungszeit (Kern et al. 1999). Diese Korrelation wird allerdings immer noch diskutiert und scheint abhängig von der Art der getesteten Restauration zu sein (Rosentritt et al. 2006). Als Modifikation der genannten Belastung wurde eine Kraft von 30 N mit 10.000 Thermozyklen appliziert (Heydecke 2002, Heydecke 2001, Butz et al. 2001).

Weiterhin wird eine intermittierende Belastung endodontisch behandelter Zähne beschrieben, bei der eine Kraft von 250 N mit einer Frequenz von 2/ sec appliziert wird bis es zum Versagen der Probe kommt (Mannocci et al. 1999, Isidor et al. 1996). Diese zyklische oder periodische Belastung generiert in einer Universal- Prüfmaschine einen linearen Kraftauf- und -abbau innerhalb eines Minimal- und Maximalwertes mit einer konstanten Frequenz.

Dieses Protokoll wurde ebenfalls modifiziert, indem Belastungsspitzen von 70 N bei einer 1,5 Hz Frequenz mit zusätzlichen Thermozyklen (Dietschi et al. 1997) oder eine 4 kg Kraft bei 72 Zyklen pro Minute ausgeführt wurden (Libman und Nicholls 1995). Ein Nachteil der intermittierenden Belastung ist, dass wenn kein Versagen der Proben eintritt (in den meisten Studien stoppte der Versuch nach 400.000 Zyklen), ein Vergleich zu Studien, die bis zum Bruch belasten nicht möglich ist.

Die spezifische Testmethode, die von Strand et al. (1995) eingeführt wurde, nutzt eine schrittweise dynamische Kraft mit einer Frequenz von 2 Hz, die initial für 500 Zyklen zwischen 50 und 100 N variiert. Die Kraft erhöht sich in 50 N- und 500 Zyklen-Stufen bis zum Versagen der Proben. Ein anderer Ansatz nutzt die schrittweise Wechselbelastung mittels automatisch zunehmender Kraft. Jedes Kraftlevel wird für 100 Zyklen appliziert und erhöht sich in 50 N Schritten, wobei mit 0 oder 50 N begonnen wird. Vor der Belastung werden die Proben 2000 Thermolastzyklen (0°C-5°C) ausgesetzt (Naumann et al. 2005). Vergleichbar mit der statischen Belastung ist es möglich, die schrittweise zyklische Belastung in einer Universal-Prüfmaschine

durchzuführen, was weniger kostenintensiv ist. Allerdings ist es nur möglich eine einzelne Probe zu testen.

Santos- Filho et al. (2008) wandten die Methode der Spannungsmessung für die Analyse der Belastung und deren Relation zur Frakturfestigkeit und Frakturverhalten der Wurzel an. Dabei erhielt jeder Zahn zwei Druckanzeiger, einer an der bukkalen Oberfläche, parallel zur Längsachse des Zahns und der zweite an der proximalen Oberfläche im rechten Winkel zur Längsachse. Die Proben wurden nach Anschluss an das Messsystem in einer Universalprüfmaschine belastet bis eine Kraft von 100 N erreicht wurde.

In den meisten Studien wurde die statische Belastung verwendet, obwohl bekannt ist, dass Thermozyklen und speziell die Kausimulation die Kraft, die zum Bruch der Probe nötig ist, signifikant beeinflussen (Butz et al. 2001, Friedel und Kern 2006). Besonders wenn die Belastungswerte die maximalen Kaukräfte, die klinisch beobachtet werden, übersteigen, ist die Ausrichtung heutiger In- vitro- Tests bestimmte Maximalwerte für Bruchbelastung zu erreichen, fraglich. Zyklische Belastungsapplikationen von bis zu 600 N (Sahafi et al. 2005) zeigen, dass diese Parameter auch für dynamische Tests nicht genau gerichtet sind. Es scheint irreführend, wenn das Material am besten bewertet wird, das die höchsten Bruchfestigkeiten aufweist, wie die Wechselwirkungen von Material und Testvariante zeigen (Naumann et al. 2005).

Die Vergleichbarkeit der Studienergebnisse ist neben der Heterogenität der Versuchsbedingungen zusätzlich durch die Variationen der belasteten Komponenten eingeschränkt. Als menschliche Prü fzähne werden obere Frontzähne, Eckzähne oder Prämolaren verwendet, die in den meisten Untersuchungen mit einem Silikonfilm zur Simulation des parodontalen Ligaments überzogen und in Kunststoff eingebettet werden. Die Reduktion der klinischen Krone variiert, gemessen von der SZG, ebenso wie die Höhe der präparierten Dentinmanschette (ferrule). In einer strukturierten Literaturübersicht arbeiteten Naumann et al. (2009) Testparameter für In- vitro- Tests postendodontisch versorgter Zähne heraus. In 95% der gefundenen Studien wurde die statische Belastung durchgeführt. Nur 15% der Studien verwendete die thermozyklische und mechanische Belastung. Allerdings variierten die Zahl der Thermo- und Belastungszyklen. Die Geschwindigkeit des Prüfstempels der linearen Belastung nach TCML war ebenfalls in den verschiedenen Studien unterschiedlich und reichte von 0,01 bis 150 mm/ min. Der Einfluss des Belastungswinkels, der Geschwindigkeit

oder des Zahntyps wurde auch demonstriert (Loney et al. 1995, Leloup et al. 2001, Stokes und Hood 1993, Farik und Munksgaart 1999). Weiterhin wurde der Einfluss der Lagerung der Proben untersucht (Goodis et al. 1993, Kitasako et al. 2000) Aufgrund der verschiedenen Versuchsanordnungen überrascht es nicht, dass verschiedene Studien unvereinbare bzw. widersprüchliche Ergebnisse liefern. Daher ist ihre klinische Relevanz limitiert (Morgano und Milot 1993, Heydecke und Peters 2002).

2.5 Möglichkeiten zur Darstellung und Beurteilung des Kronenrandschlusses

2.5.1 Visualisierung des Mikroleakages

Um den Randspalt einer Restauration beurteilen zu können, wurden viele Techniken entwickelt, die mit Farbstoff verbunden sind. Die Farbpenetration ist eine Technik, die einen Verlust der Adhäsion ermittelt. Mit Hilfe der digitalen Bildanalyse kann die quantitative Bestimmung der Länge der Farbstoffpenetration bestimmt werden. Andere Methoden, wie z. B. die Silbernitratfärbung oder die Penetration radioaktiver Substanzen, werden im Allgemeinen nicht genutzt, da sie zeitaufwendig sind und der Umgang mit den Materialien schwierig ist.

Mit Hilfe der Fluidfiltrationsmethode kann die koronare Dichtigkeit entlang eines Stiftes und des Wurzelfüllmaterials gemessen werden. Indem die Bewegung winziger Luftbläschen innerhalb einer 25 µL Mikropipette verfolgt wird, kann die Versiegelung verschiedener Stiftsysteme quantifiziert werden. Bei dieser Methode wird komprimierter Sauerstoff an den koronaren Enden der Prüfkörper appliziert wobei Wasser aus vorhandenen Hohlräumen entlang des Stiftes oder des Wurzelfüllmaterials gedrückt wird. Die Wasserbewegung, die die Luftbläschen aus den haarfeinen Hohlräumen verdrängt, wird pro Zeiteinheit gemessen.

Usumez et al. zeigten 2004 mit dieser Methode, dass die koronare Undichtigkeit von Zähnen, die mit Glasfaserstiften versorgt wurden, in den ersten 3 Monaten zunahm und während der nächsten 3 Monate konstant blieb. Bei Zirkonoxidstiften verringerte sich der dichte Verschluss über den ganzen Zeitraum, während er bei Edelstahlstiften und bei Epoxidharz- verstärkten- Polyethylenfaserstiften (EVP) konstant blieb. Die Glasfaserstifte und die EVP zeigten das geringste koronare Entweichen verglichen mit Edelstahl und Zirkonoxidstiften über den gesamten Zeitraum. Allerdings wurden in der Studie die Zähne nicht vollständig rekonstruiert und es wurde keine thermische oder mechanische Belastung durchgeführt.

2.5.2 Beurteilung des Randspaltes mittels zahnärztlicher Sonde

Im klinischen Alltag erfolgt die Bewertung des Kronenrandschlusses in der Regel mittels zahnärztlicher Sonde und Spiegel. Dabei sondiert man rechtwinkelig die Übergangsstrecke Krone- Zahn mit einer spitzen zahnärztlichen Sonde. Der Randschluss wird als klinisch gut bezeichnet (-) wenn die Sonde nicht hängen bleibt und kein „klicken“ hörbar ist. Anderenfalls wird die Stelle als sondierbar (+) bezeichnet. Diese Methode stellt ein einfaches und unproblematisches Verfahren dar, das es jedem Kliniker erlaubt in kurzer Zeit eine qualitative Aussage über den Kronenrand zu treffen. Dieses Verfahren wurde z.B. von Presern und Strub (1983) für klinische Nachuntersuchungen von Goldgussfüllungen benutzt. Diese rein qualitative Aussage veranlasste andere Untersucher den Index nach Hunkirchen zu benutzen. Dieses Verfahren erwies sich aber auch als problematisch, da ohne vorhergehende Kalibrierung der Untersucher, reproduzierbare Messwerte nicht ermittelt werden konnten (Dünninger et al. 1991). Nach den Untersuchungen von Kerschbaum et al. (1990) scheint es unter klinischen Bedingungen kaum möglich, einen vorgegebenen Grenzwert von 200 µm mittels der Zahnärztlichen Sonde zu erkennen, d.h. zwischen „akzeptabel“ (Randschlussgenauigkeit < 200 µm) und „nicht akzeptabel“ (Randschlussgenauigkeit > 200 µm) zu unterscheiden. Um ein klinisch einsetzbares, einfaches Messverfahren dem Kliniker in die Hand zu geben, das es ihm außerdem erlaubt, ohne große Mühe und Aufwand den Kronenrand auch quantitativ zu beurteilen, hat Marxkors in Zusammenarbeit mit der Firma Aesculap eigene Messsonden entwickelt. Die Arbeitsenden dieser Sonden weisen einen Durchmesser von 0,1 bis 0,5 mm auf. Um die Erreichbarkeit des Approximalbereiches zu begünstigen, wurden ihre Arbeitsenden der Form der Håkchensonden nachempfunden. In einer Untersuchung von Wöstmann und Hufnagel (1997) zeigte sich, dass diese Art der Randspaltmessung ein einfach durchzuführendes Messverfahren darstellt, dessen Aussagewert von keinem in der Literatur beschriebenen Verfahren mit vergleichbar geringem Aufwand erreicht wird.

2.5.3 Replikatechnik

Das Prinzip Zähne zu dublieren und die Replikate im Elektronenmikroskop zu untersuchen wurde häufig angewendet um die Passgenauigkeit von Kronen- oder Füllungsrandern zu beurteilen.

Rosentritt et al. (2004b) untersuchten beispielsweise die palatinale Randqualität von Keramikstiften (Cerapost), glasfaserverstärkten Stiften (Vectris) und metallischen Stiften (Titanium) im Rasterelektronenmikroskop vor und nach Kausimulation. Dazu wurden nach Abformung Replikate der Kronenränder hergestellt (Epoxy VP 1031, Ivoclar- Vivadent, FL) und mit Hilfe eines Bildanalysesystems (Optimas 6.2.) bewertet. Die Randqualität wurde danach beurteilt, ob Übergänge ohne Unterbrechungen vorlagen („perfekter Rand“) oder Ablösungen aufgrund adhäsiver oder kohäsiver Ursachen auftraten („Randspalt“). Außerdem wurde die Stärke des Befestigungsmaterials an vier Punkten der palatinalen Zementfuge gemessen. Stricker und Göhring (2006) nutzten ebenfalls die Replikatechnik um den Randspalt an unteren Prämolaren, die mit verschiedenen SSA und Kompositkronen versorgt waren vor und nach TCML zu untersuchen.

Gegenwärtig existieren zwei aktuelle Verfahren ein Objekt als Replika- Duplikat darzustellen. Die Epoxy®- Die Methode (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ist die einfachere und zeitsparendere Variante, mit der eine vergleichende Vermessung der Originalzähne erfolgen kann. Sie wird vorwiegend zur Modellherstellung für Kombinationsarbeiten, Porzellanschultern und Fräsarbeiten genutzt. Das Material besteht aus 3 Komponenten und wird nach gründlichem Durchkneten des gekühlten Basismaterials 30 Sekunden nach folgender Dosierung angemischt:

5 ml Basismaterial + 1 Teilstrich Aktivator + 10 Tropfen Verdünner

Zwei bis drei abgeformte Zähne können nun ausgegossen und nach einer Härtezeit von 2-3 Stunden untersucht werden. (Verarbeitungsanleitung: Ivoclar AG, Volkmar 2001)

Bei der Durchführung der Epon®- Technik werden 4 Komponenten nach der Herstellung von 2 Ausgangslösungen miteinander vermischt:

1. **Epon A** 6,2 ml Epon[®] 812 + 10,0 ml DDSA
2. **Epon B** 10,0 ml Epon[®] 812 + 8,9 ml MNA

Epon[®] 812 = 1, 2, 3- Propantriolglycidether

MNA = Methylnadicanhydrid

DDSA = Dodecenylnbernsteinsäureanhydrid

Epon A und Epon B werden zu gleichen Teilen in ein Becherglas pipettiert. Die vierte Komponente DMP 30 (2, 4, 6- Tris[dimethylaminomethyl]phenol) macht 2% der Gesamtmenge aus und wird nun als Beschleuniger dazu gegeben. Nach gründlichem Verrühren wird das Gesamtgemisch 30- 90 Minuten bei 36- 37 °C in den Brutschrank gestellt. Entstandene Luftblasen sollten unter Vakuum abgesaugt werden. Die Abformungen können nun befüllt werden, wobei dringend darauf zu achten ist, dass sich keine Luftblasen bilden. Die Abformungen werden jetzt für 8- 10 Minuten bei 42 °C in den Brutschrank gestellt. Nach einigen Stunden wird die Temperatur auf 62 °C erhöht. Nach 24- 36 Stunden kann der Brutschrank abgeschaltet werden. Um zu vermeiden, dass Staub und Fingerabdrücke zu Verunreinigungen führen, sollten die Duplikate mit Handschuhen entnommen werden und mit Luftstrom abgeblasen werden. Die Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop sollte zeitnah erfolgen um ein Einstauben der Probenkörper zu vermeiden.

Autor	Zähne	Stifte	Aufbau	Methode	Ergebnis
Krejci et al. 2003	14, 15 24, 25, 34, 35, 44, 45	GF, Endokronen	Indirekte Kompositversorgungen	Beurteilung des gesamten Randspaltes vor und nach TCML mittels Replikatechnik und quantitativer Auswertung im REM bei 200-facher Vergrößerung	Kein sign. Unterschied zwischen den Gruppen bzgl. marginaler Passfähigkeit, TCML hatte signifikanten Einfluss auf Randspalt zweier Gruppen ($p < 0.05$)
Rosentritt et al. 2004a	11, 21	Luscent Anchors, Vectris Post, Parapost Fibre white, Fibrepost, Cosmopost	Kompositaufbauten und Empress 2 Kronen	Semiquantitative Beurteilung des palatinalen Randspalts im REM*	Signifikante Verbreiterung des Randspalts nach TCML bei Fibre Post und Luscent Anchors
Rosentritt et al. 2004b	11, 21	Cerapost, Vectris, Titantium	Kompositaufbauten und Empress 2 Kronen	Semiquantitative Beurteilung des palatinalen Randspalts im REM*, Messung der palatinalen Randspaltbreite an 4 Punkten	Signifikante Verbreiterung des Randspalts nach TCML bei allen Restaurationen
Usumez et al. 2004	34, 44	Parapost, Cosmopost, Snowpost, Ribbond,	/	Mit Hilfe der Fluidfiltration Beurteilung des koronalen Leakages entlang des Stifts und der WF	Dichtigkeit von Zirkon - Parapost, Ribbond +/- Snowpost im Laufe der Zeit +
Stricker, Göhring 2006	33, 34, 35, 43, 44, 45	FRC Postec, Moser RCP, Cosmopost, Endokronen	Kompositkronen	Semiquantitative Beurteilung des gesamten Randspalts im REM*	Signifikante Verschlechterung des Randschlusses nach TCML bei Endokronen und Glasfaserstiften am Übergang Zahn- Zement und bei Zirkonstiften am Übergang Zement-Krone
Sung- Ho Jung et al. 2007	31, 32, 41, 42	Gegossener SSA, Parapost, Cosmopost, FRC Postec	Direkter Kompositaufbau, keine Krone	Quantitative Analyse des Randspalts mit Hilfe der Farbstoffpenetration	Gegossener SSA zeigt größtes Mikroleakage
Forberger Göhring 2008	33, 34, 35, 43, 44, 45	FRC Postec, Gold, CosmoPost, Endokronen	Lithiumdisilikatkronen	Semiquantitative Beurteilung des gesamten Randspaltes*	Verschlechterung des Randspalts nach TCML nur bei Glasfaserstiften und Endokronen
Reill et al. 2008	11, 21	FRC Postec	Kompositaufbauten und Empress 2 Kronen	Semiquantitative Beurteilung des palatinalen Randspalts im REM	Aufbaumaterial beeinflusst Frakturresistenz, geschichteter Aufbau -> Randspalt schlechter

* anhand von Epoxidharz- Replikaten bei 200-facher Vergrößerung. Kontinuität und Inhomogenitäten bzw. Frakturen der Restauration bzw. des Dentins wurden miteinander ins Verhältnis gesetzt

Tabelle 2-2 Übersicht zu In- vitro Randspaltuntersuchungen von Suprakonstruktionen auf verschiedenen Stiftsystemen

3. Ziele der Arbeit

In dieser Arbeit soll deutlich werden wie sich Zähne, die mit glasfaserverstärkten Stiften versorgt wurden nach künstlicher Alterung verhalten. Es soll der Vergleich erbracht werden wie belastbar die Stifte vor und nach Kausimulation sind und wie sich Glasfaserstifte in diesem Punkt von Titanstiften unterscheiden. Entscheidend für uns war, herauszufinden wie sich der Randschluss nach Kausimulation verändert bzw. ob durch die Elastizität der Glasfaserstifte eine Tendenz erkennbar ist, die deutlich macht, dass sich der Randspalt an einer bestimmten Stelle vergrößert. Dabei soll die Passung von koronalen Restaurationen auf Glasfaserstiften mit der Passung der koronalen Restaurationen auf Titanstiften verglichen werden. Um die klinische Situation zu simulieren, wurden die Untersuchungen zu Frakturfestigkeit und Randspaltverhalten an Humanzähnen vor und nach künstlicher Alterung im Kausimulator durchgeführt.

Der Untersuchung zum Einfluss der Kausimulation auf die Bruchfestigkeit und Randqualität vollkeramischer Kronen auf Titan- und Glasfaserstiften wird folgende Null-Hypothese zugrunde gelegt:

1. Das Stiftmaterial hat keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit nach vollkeramischer Kronenversorgung.
2. Das Stiftmaterial hat keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit nach Kausimulation.
3. Die Kausimulation hat keinen Einfluss auf die Randqualität abhängig vom Stiftmaterial.

4. Methodik

4.1 Auswahl und Vorbehandlung der Zähne

Es wurden 40 obere mittlere Incisivi mit ähnlicher Länge und Durchmesser verwendet, die zwischen den Arbeitsschritten in 0,1% Thymollösung¹ bei Raumtemperatur gelagert und nur für die notwendigen Arbeitsschritte entnommen wurden. Die Zähne wurden mit Handinstrumenten² der Parodontologie unter fließendem Wasser kuretiert und anschließend vermessen³. Die Wurzellänge wurde mit einer digitalen Messlehre vom Apex bis zum apikalsten Punkt der labialen Schmelz- Zementgrenze gemessen. Es wurden nur Zähne verwendet, deren Wurzeln mindestens 12 mm lang waren. Die Zähne wiesen keine Karies, subgingivalen Restaurationen, Resorptionen oder mit bloßem Auge erkennbaren Infraktionen oder Frakturen auf. Die Zähne wurden nach dem Zufallsprinzip auf vier Versuchsgruppen verteilt. Die Zähne der ersten beiden Gruppen sollten mit Glasfaserstiften versorgt werden, die Zähne der dritten und vierten Gruppe sollten mit Titanstiften versorgt werden. Nach der Zuteilung in die Gruppen wurden die Zähne durchgehend nummeriert. Die Zähne 11-20 (Gruppe II) und 31-40 (Gruppe IV) sollten der linearen Belastung ausgesetzt werden. Bei den Zähnen 1-10 (Gruppe I) und 21-30 (Gruppe III) wurde eine dynamische Belastung mit anschließender Randspaltuntersuchung durchgeführt. Anschließend wurden die Proben ebenfalls auf ihre lineare Belastbarkeit hin geprüft. Die Versuchsanordnung ist in der Abbildung 4- 1 dargestellt.

Zunächst erfolgte die Trepanation der Zähne unter ständiger Wasserkühlung mit einem kugelförmigen Diamanten⁴ und die Wurzelkanalaufbereitung mittels Reamer und Hedströmfeilen⁵ der ISO Größen 15- 50 bis 0,5 mm vor den anatomischen Apex. Während der Behandlung wurden die Wurzelkanäle gespült⁶ und mit Papierspitzen⁷ getrocknet. Zur Wurzelfüllung wurde die Technik der lateralen Kondensation angewendet, bei der Guttaperchastifte⁸ der ISO Größe 50 und akzessorische Guttaperchastifte⁸ sowie der Sealer AH26⁹ verwendet wurden. Für die laterale Kondensation wurde ein Handspreader¹⁰ genutzt. Die Zugangskavitäten wurden zur Lagerung provisorisch mit Zinkoxidphosphatzement¹¹ verschlossen.

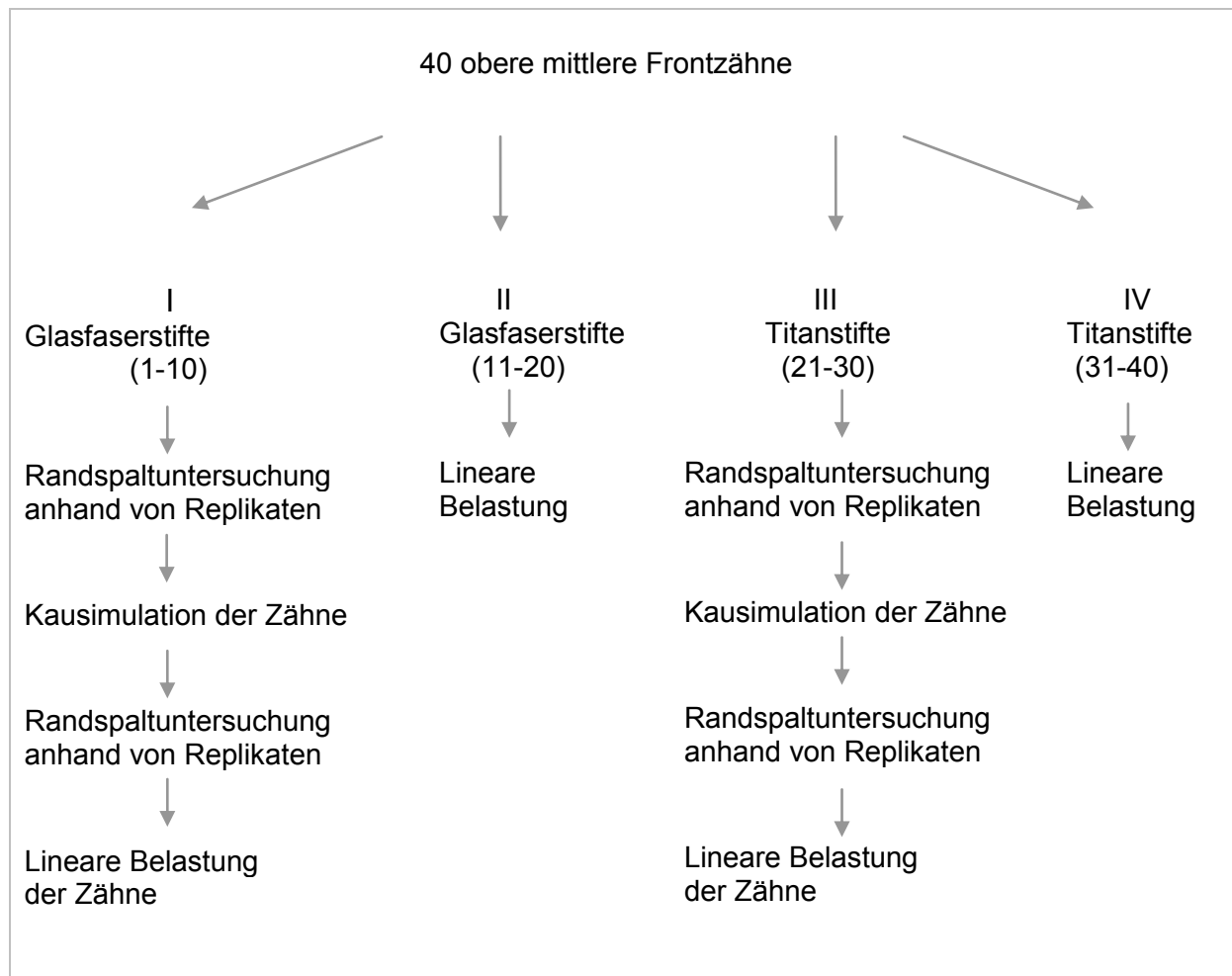


Abbildung 4-1 Versuchsanordnung der Studie zum Einfluss der Kausimulation auf die Bruchfestigkeit und Randqualität vollkeramischer Kronen auf Titan- und Glasfaserstiften

4.2 Herstellen der Prüfkörper

4.2.1 Präparation

Die klinische Krone jedes Zahns wurde zunächst soweit gekürzt, dass 2 mm Zahnhartsubstanz koronal des höchsten Punktes der Schmelz- Zement- Grenze erhalten blieben. Alle Zähne wurden dann entsprechend den geforderten Maßen für Vollkeramikronen präpariert, sodass eine 1 mm breite Hohlkehle auf Höhe der Schmelz- Zement- Grenze angelegt wurde. Auf diese Weise entstand eine zirkuläre Dentinmanschette (Ferrule) von 2 mm. Beim Beschleifen der Zähne wurde ein Präparationswinkel von 6° angestrebt. Die Präparation erfolgte unter ständiger Wasserkühlung mit einem Schnellaufwinkelstück¹³ und Präparierdiamanten, die nach 10 Probenzähnen ausgetauscht wurden um Überhitzung durch Verschleiß zu vermeiden. Anschließend wurden die Präparationen mit rot- beringten Diamanten¹⁴ (Rautiefe 15 µm) bei

20.000 U/min finiert. Zum Präparieren und Finieren wurden Zylinder mit abgerundeter Stufe verwendet^{12, 14}.

Die Zähne 25 und 31 mussten aus den Untersuchungen ausgeschlossen werden, da die Zahnhartsubstanzen zu gering waren um ein Ferrule Design zu präparieren. Es blieben noch 20 Zähne mit Glasfaserstiften und 18 Zähne mit Titanstiften zur Untersuchung übrig.

4.2.2 Stiftinsertion

Im Anschluss an die Präparation wurden das Entfernen der Wurzelfüllung und die Stiftbettpräparation vorgenommen. Zwischen den Arbeitsschritten der lateralen Kondensation und der Stiftbettpräparation lag ein Zeitraum von mindestens einer Woche. Der koronale Teil der Guttapercha wurde zunächst mit einer heißen Sonde erweicht. Dann wurde die Wurzelfüllung bis zu einer Ziellänge von 12 mm mittels Reamer und Hedströmfeilen der Größen ISO 30 bis 60⁵ revidiert. Als Referenzpunkt diente die Dekapitationsebene. Anschließend wurde ausgiebig mit H₂O₂⁶ gespült. Die Erweiterung des Kanals erfolgte zunächst mit Hilfe des Largobohrers der ISO Größe 90 (Größe II)¹⁵ und anschließend mit dem Hofmann- Bohrer der ISO Größe 90 (Größe II)¹⁶. Es wurde so ein Stiftbett von 12 mm geschaffen. Aufgrund der festgelegten Mindestlänge der Wurzeln von 12 mm, blieben mindestens 2 mm Wurzelfüllung erhalten. Die Wurzelkanäle wurden direkt vor Stiftinsertion mit H₂O₂ gespült. Es erfolgte das Trocknen mit Luftstrom und Papierspitzen. Die Wurzelstifte wurden vor der Insertion mit Alkohol¹⁷ gereinigt.

Das Adhäsivsystem für die Glasfaserstifte (Syntac classic), der Befestigungszement für Titanstifte (Hoffmann`s Zement) und der Kompositzement (Variolink II) sind streng nach Herstellerangaben verarbeitet worden. Die Stifte wurden entsprechend den Herstellerangaben eingesetzt.

4.2.2.1 ER Dentin Post:

Nachdem festgestellt wurde, dass die Stifte¹⁸ ohne Spiel sitzen, erfolgte das Kürzen der Stifte mit diamantierten Instrumenten¹² bei geringem Anpressdruck auf 16 mm. Die Kanalwand wurde mechanisch mit dem diamantierten Aufrauhinstrument¹⁹ konditioniert, indem das Instrument dreimal im Wurzelkanal gedreht wurde, wobei kein

Druck ausgeübt wurde. Daraufhin wurde die einsehbare Zahnoberfläche mit 37% Phosphorsäure²⁰ konditioniert. Anschließend wurden der Kanal und die Zahnoberfläche mit Wasser gespült⁵ und mit Papierspitzen und Luft getrocknet⁶, so dass die Zahnoberfläche kreidig weiß aussah. Ein Austrocknen des Dentins wurde dabei vermieden (wet bonding). Nun erfolgte die Zementierung mit dem 3- Komponenten-Dentin- Adhäsiv- System Syntac classic²¹. Die Applikation des Adhäsivs wurde mit Hilfe von Papierspitzen vorgenommen. Der erste Schritt bestand im Auftragen des Syntac Primer (Einwirkzeit: 15 sec), der anschließend mit dem Luftbläser verteilt und gründlich getrocknet wurde. Das folgende Syntac Adhäsiv wurde nach einer Einwirkzeit von 10 Sekunden mit dem Luftbläser vorsichtig und gründlich getrocknet. Zuletzt wurde das Heliobond aufgetragen, welches einmassiert und dünn verblasen wurde. Die Tabelle 4-1 zeigt die Zusammensetzung des Haftvermittlers.

Komponente	Konditionierer	Haftvermittler
Bestandteile	Total Etch Phosphorsäure (37 Gew.-% in Wasser), Verdickungsmittel Farbstoff	Syntac Primer Triethylenglycoldimethacrylat, Polyethylenglycoldimethacrylat, Maleinsäure und Aceton in wässriger Lösung
		Syntac Adhäsive Polyethylenglycoldimethacrylat und Glutaraldehyd in wässriger Lösung
		Heliobond Bis-GMA, Triethylenglycoldi- methacrylat, Stabilisatoren und Katalysato- ren
Hersteller	Ivoclar Vivadent AG FL-9494 Schaan / Liechtenstein	

Tabelle 4-1 Herstellerangaben der Bestandteile des Haftvermittlers Syntac classic

Die Stiftoberfläche wurde mit medizinischem Alkohol¹⁷ gereinigt. Der Glasfaserstift wurde nun mit dualhärtendem Befestigungskomposit²² bestrichen, langsam in den

Stiftkanal eingeführt und mit Daumendruck festgesetzt. Überschüssiges Befestigungsmaterial wurde mit Mikrobürstchen entfernt. Der eingesetzte Stift wurde nun von allen Seiten insgesamt 120 Sekunden lichtgehärtet²³.

	Base	Katalysator
Dimethacrylate	26.3	27.9
Anorganische Füllstoffe, Ytterbiumfluorid	73.4	71.2
Katalysatoren und Stabilisatoren	0.3	0.9
Pigmente	< 0.1	< 0.1

Tabelle 4-2 Zusammensetzung des dualhärtenden Befestigungskomposits Variolink II
(in Gew.-%)

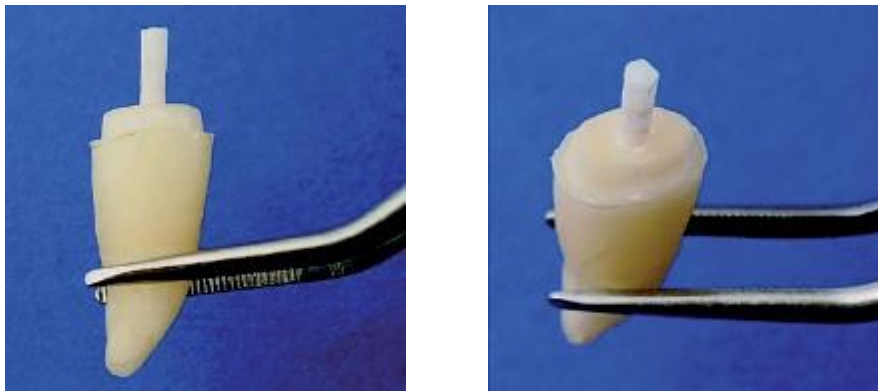


Abbildung 4-2 Präparation und inserierter Glasfaserstift ohne plastischen Stumpfaufbau

Direkt im Anschluss wurde der plastische Aufbau aus dem Komposit Rebuilda²⁴ (Tabelle 4-4) hergestellt.

4.2.2.2 ER Stabilisierungsstift

Zunächst erfolgten die Prüfung der Wurzelstiftpassung und das Kürzen des Stiftes mit einer Trennscheibe²⁶ bei geringem Anpressdruck auf 16 mm. Es wurden Retentionen angebracht, die mit der Spitze eines flammenförmigen Diamanten²⁷ präpariert wurden. Der Wurzelkanal wurde mechanisch mit dem Aufrauhinstrument kondi-

tioniert, indem das Instrument dreimal drucklos im Wurzelkanal gedreht wurde. Nun wurde der Wurzelkanal mit 3% H₂O₂ gespült und getrocknet und der Stift mit medizinischem Alkohol gereinigt. Der Stift wurde dünn mit Zinkoxidphosphatzement¹¹, der sahnig angerührt wurde, bestrichen und mit mäßigem, langsam ansteigendem Druck eingesetzt. Überschüsse wurden nach Abbinden des Zementes mit einer zahnärztlichen Sonde entfernt. Direkt im Anschluss wurde der plastische Aufbau aus dem Komposit Rebuilda²⁴ (Tabelle 4-4) hergestellt. Tabelle 4-3 zeigt die Herstellerangaben zu den in dieser Studie verwendeten Aufbaustiften.

	ER Dentin Post	ER Stabilisierungsstift
	355TL12.000.090	61L16.090
Material	Glasfaserverstärktes Komposit	Reintitan
Form	Konisch, Steigungswinkel 2,1°	
Durchmesser [mm]	ISO 90 min. 0,9 max. 1,78	
Schaftlänge [mm]	konisch 12	
Zusammensetzung	Epoxidharz 60 % Glasfasern	Titan 98,8; O 0,3; Fe 0,3; C 0,1; N 0,1; H 0,1 Σ Sonstige 0.4
Vorbehandlung	adhäsiv	konventionell
Hersteller	Komet Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG D- 32657 Lemgo	

Tabelle 4-3 Herstellerangaben zu den verwendeten Aufbaustiften

4.2.3 Aufbau

Sofort nach der Stiftinsertion wurden alle Zähne mit einem adhäsiven Aufbau aus dem plastischem Füllungsmaterial Rebuilda²⁴ versorgt, das sich durch den hohen Anteil feinsten Füllstoffpartikel in Kombination mit einer ausgewogenen Harzmatrix auszeichnet. Rebuilda DC besitzt eine sehr hohe Endhärte, die vergleichbar mit der Zahnschmelze ist. Charakteristisch sind die hohe Festigkeit, eine konstant gute Haftung am Dentin sowie eine äußerst geringe Polymerisationsschrumpfung.

Der Stumpfaufbau wurde mit Hilfe der Schichttechnik hergestellt und war vestibulär 4 mm, mesial und distal 2 mm hoch, lief nach palatinal entsprechend dünn aus und sein Durchmesser entsprach der Restzahnschubstanz. Zunächst wurde die Zahnoberfläche (erst Schmelz, dann Dentin) mit 37%iger Phosphorsäure²⁰ konditioniert, mit Wasser gespült und mit vorsichtigem Luftstrom getrocknet. Daraufhin wurden die 3 Komponenten des Adhäsivs Syntac classic²¹ aufgetragen. Der erste Schritt bestand im Applizieren des Syntac Primer (Einwirkzeit: 15 s), der anschließend verblasen wurde. Das folgende Syntac Adhäsiv wurde 10 Sekunden mit einem Luftbläser vorsichtig und gründlich getrocknet. Zuletzt wurde das Heliobond aufgetragen, welches einmassiert und dünn verblasen wurde. Diese letzte Schicht wurde 10 Sekunden mit UV- Licht mit einer Lichtintensität von mindestens 500 mW/cm² polymerisiert²³. Nun wurden einzelne Schichten Rebuilda aufgetragen, die jeweils 20 Sekunden Licht- gehärtet wurden um die Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren.

Rebuilda LC	lichthärtendes Komposit
Zusammensetzung	Diurethandimethacrylat, Bis-GMA, BHT, TEGDMA und Bariumaluminiumborosilikat Füllstoffgehalt 77 Gew.-%
Hersteller	VOCO GmbH 27457 Cuxhaven

Tabelle 4-4 Zusammensetzung des verwendeten Aufbaumaterials

Auf diese Weise wurde ein künstlicher Aufbau modelliert, der zusammen mit der Dentinmanschette den künstlichen Zahnstumpf ergab.

Der fertige Aufbau wurde abschließend 40 Sekunden ausgehärtet, so präpariert, dass er der bestehenden Präparation entsprach und mit einem rot- beringten Diamanten (Rautiefe 15 µm)¹⁴ finiert. Der fertige Aufbau ist in der Abbildung 4-2 dargestellt.

Die Zähne Nummer 35, 36 und 38 der Titanstiftgruppe (Gruppe IV) wurden aufgrund von Infraktionen, die während der Präparation sichtbar wurden, nachträglich aussor-

tiert. Es blieben 20 Zähne mit Glasfaserstiften und 15 Zähne mit Titanstiften zur Untersuchung übrig.



Abbildung 4-3 plastischer Stumpfaufbau links von vestibulär und rechts von mesial/ distal

4.2.4 Herstellen der Kronen

Die präparierten Zähne wurden mit Vollkeramikkrone definitiv versorgt, die mit Hilfe der CAD/CAM Technologie und des Cerec 3D Systems²⁸ angefertigt wurden. Es wurde die Feldspatkeramik Vitablocs Mark II²⁹ verwendet. Die Abbildung 4-4 zeigt einen Keramikblock, aus dem eine Krone geschliffen wurde.



Abbildung 4-4 Vitamark II Kronenblock

Zunächst wurden provisorische Kronen aus auto- polymerisierendem Kunststoff³⁰ hergestellt, die für den optischen Abdruck verwendet werden sollten. Mit Hilfe von konfektionierten Kunststoffhülsen³¹ wurden Luxatemp- Provisorien hergestellt, die standardisierte Maße besaßen: vestibulär und palatinal betrug die Kunststoffstärke 1,5 mm, mesial und distal 2 mm und incisal 3 mm. Als Halter der Probenzähne für die

folgenden Arbeitsschritte dienten Phantomkiefer und Zahnfleischmaske. Im ersten Schritt der Kronenkonstruktion wurde mit Hilfe der integrierten Kamera des Cerec-Gerätes ein optischer Abdruck von der Präparation gewonnen. Um eine diffus reflektierende Oberfläche zu erhalten, wurde zuvor die Zahnoberfläche mit Hilfe eines Sprayaufsatzes mit einem Titandioxidpuder³² gleichmäßig und dünn besprüht. Ein zweiter optischer Abdruck wurde von dem zuvor hergestellten Kunststoff-provisorium erstellt, nachdem dieses ebenfalls mit dem Scan`spray dünn und gleichmäßig besprüht wurde. Nun wurde die Präparationsgrenze halbautomatisch detektiert und individuell bearbeitet. Im Modus Korrelation der Cerec- Software wurden die beiden optischen Abdrücke zur Deckung gebracht und es erfolgte die Konstruktion der Kronen. Mit Hilfe der Zeichenfenster des Programms wurde die Dicke der Keramik exakt bestimmt, so dass die Krone vestibulär und palatinal 1,5 mm, mesial und distal 2 mm und incisal 3 mm stark war.

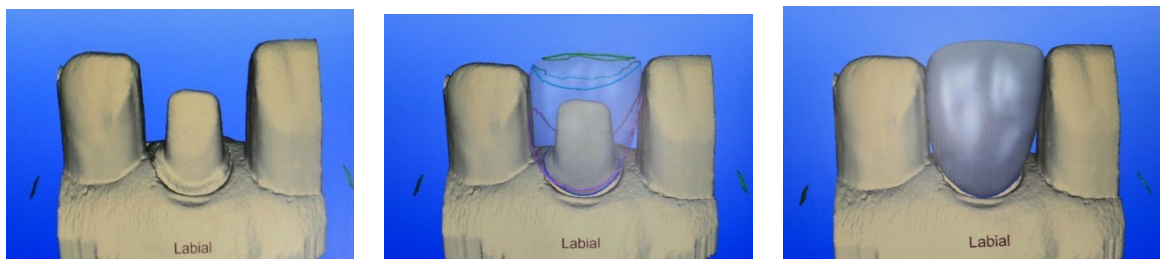


Abbildung 4-5 3D- Modelle der Kronenkonstruktion

Die Konstruktionen wurden mit der Cerec- 3D- Schleifeinheit aus Vitamark II- Keramikblöcken der Größen 12 bzw. 14 geschliffen (Abb. 4-4), wobei links der Cone Bur 12 und rechts der Step Bur 10 im Gerät eingesetzt waren. Die Schleifer wurden entsprechend der Aufforderungen des Gerätes ausgetauscht.

Die Kronen wurden auf ihre Passung und ihren Randschluss hin überprüft und gegebenenfalls mit der Fit- checker- Methode angepasst. Es wurde mit einem manuellen Tastzirkel die Stärke der Keramik erneut überprüft. Alle Kronen besaßen eine gute Friktion und wiesen einen fließenden Übergang zwischen Zahn und Keramik auf, an dem die zahnärztliche Sonde nicht hakte.

4.2.5 Einsetzen der Kronen

Mit einem wasserfesten Stift wurde zunächst der korrekte Sitz der Kronen mit einem senkrechten Strich, der von Wurzel zur Krone reichte, markiert.

Die Zähne wurden mit der Adhäsivtechnik vorbereitet. Die gesamte Zahnoberfläche wurde mit 37% Phosphorsäure 30 Sekunden konditioniert und mit dem Dentinadhäsiv Syntac classic behandelt. Der erste Schritt bestand im Applizieren des Syntac Primer (Einwirkzeit: 15 Sekunden), der dünn verblasen wurde. Das folgende Syntac Adhäsiv wurde 10 Sekunden mit einem Luftbläser vorsichtig und gründlich getrocknet. Zuletzt wurde das Heliobond aufgetragen, welches einmassiert und dünn verblasen, jedoch nicht licht- gehärtet wurde. Die Keramikronen wurden 60 Sekunden mit 5% Flusssäure³³ behandelt, danach wurde auf die geätzte Oberfläche Silan (Monobond- S)³⁴ aufgetragen, welches anschließend 60 Sekunden einwirkte. Die Zusammensetzung beider Materialien ist in Tabelle 4-5 dargestellt. Daraufhin wurde das Bonding (Heliobond) appliziert, jedoch nicht gehärtet. Die Kronen wurden zu einem Drittel mit dualhärtendem Befestigungskomposit (Variolink II) gefüllt und die Restaurationen mit sanftem Druck so auf die Zähne gesetzt, dass die zu Beginn angebrachten Markierungen exakt zueinander passten. Überschüssiges Befestigungsmaterial wurde mit Mikrobürstchen entfernt. Die Restaurationen wurden jeweils eine Minute von distal, mesial, vestibulär und palatinal polymerisiert²³. Abschließend wurden Befestigungsüberschüsse, die den Randspalt verdeckten, unter einer Lupe bei 3- facher Vergrößerung mit einem Skalpell³⁵ entfernt.

Komponente	Konditionierer	Haftvermittler
Bestandteile	IPS Ceramic Ätzgel 5 % Fluorwasserstoffsäure	Monobond S Ethanol, Wasser und Silan
Hersteller	Ivoclar Vivadent AG FL-9494 Schaan / Liechtenstein	

Tabelle 4-5 Zusammensetzung der Befestigungsmaterialien für die Oberflächenbehandlung der Keramikronen

4.3 Untersuchung zur linearen Belastbarkeit

4.3.1 Versuchsaufbau

Die Bruchfestigkeit wurde durch Belastung im Winkel von 135° zur Zahnachse mit einer Universalprüfmaschine³⁶ ermittelt. Die Zähne wurden mittels Kunststoffeinbettung (Paladur)³⁷ einzeln in zylinderförmigen Vorrichtungen (Eigenbau) befestigt, die in einem Winkel von 45° zur Tischebene in einer massiven Probehalterung verschraubt wurden (Abbildung 4-6). Die Wurzeln wurden, analog zur Verankerung des natürlichen Zahns im Knochen, bis 2 mm unter der Schmelz- Zement- Grenze von Kunststoff gefasst. Der Kraftangriffspunkt lag 2 mm unter der Inzisalkante.

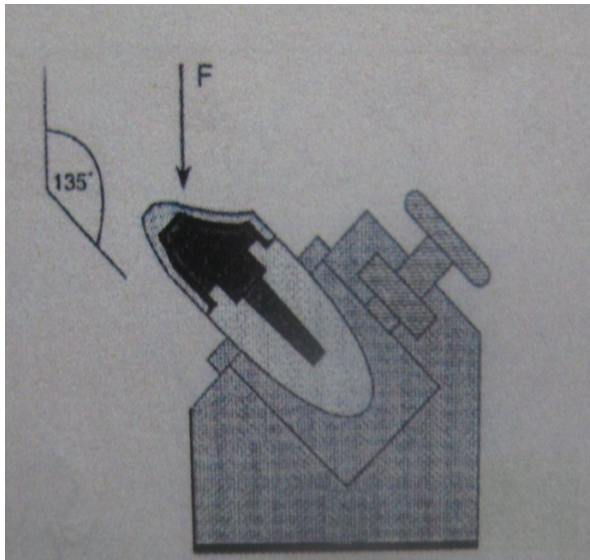


Abbildung 4-6 Versuchsaufbau zur Prüfung der Druckfestigkeit in der Universalprüfmaschine 1435 (Zwick)

4.3.2 Versuchsablauf

Die Proben lagen bis zur Kunststoffeinbettung in einer 0,1%igen Thymollösung.

Nachdem der Kunststoff abgebunden war, wurden die Zähne in der Probenhalterung bis zum Versuch in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt.

Die Proben wurden mit einer Prüfgeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Versagen belastet. Sobald die Vorkraft von 1 N erreicht wurde, wurde die Kraft auf Null geeicht und der Versuch gestartet. Die Belastung erfolgte stufenlos und ohne Haltezeit. Mit Versagen der Proben wurde der Versuch automatisch abgebrochen. Die Kraft, die

beim Versagen der Proben erreicht wurde, wurde als maximale Bruchfestigkeit F_{max} [N] erfasst.

Zwei Zähne der Gruppe II (Zähne Nummer 14 und 15) und zwei Zähne der Gruppe III (Zähne Nummer 29 und 30), die einen untypischen Verlauf der Graphen im Spannungs- Dehnungsdiagramm aufwiesen, welche auf Unregelmäßigkeiten beim Befestigungsmodus zurückzuführen sind, wurden nicht in die Auswertung der Druckfestigkeit einbezogen. Es blieben 18 Zähne mit Glasfaserstiften (10 in Gruppe I, 8 in Gruppe II) und 13 Zähne mit Titanstiften (7 in Gruppe III und 6 in Gruppe IV) zur Untersuchung übrig.

4.4 Untersuchung zum Randspaltverhalten

Die Untersuchungen zum Randspaltverhalten wurden anhand von Replikaten jedes Zahns vor und nach Kausimulation durchgeführt.

4.4.1 Vorbereitende Maßnahmen

10 Zähne, die mit Glasfaserstiften versorgt wurden und 9 Zähne, die mit Titanstiften rekonstruiert wurden (Gruppe I und III), wurden dubliert. Dazu wurden die Proben zunächst mit Silikon (Dublisil)³⁸ abgeformt. Die Wurzeln wurden in knetbares A- Silikon (Flexitime)³⁹ gedrückt, welches in ein Plastikgefäß mit einem Volumen von 2 ml eingebracht wurde. Das unter Vakuum angemischte, dünnfließende Dublisil wurde in die Gefäße bis 2 mm unter die Schneidekante gegossen. Dabei befanden sich die Gefäße auf einem Rüttler, der eine homogene Verteilung des Abformmaterials ohne Blasenbildung gewährleistete. Die Zähne wurden nach 40 Minuten schonend mit Hilfe von Luftstrom entfernt und zurück in die Thymollösung gelegt.

Die Abformungen wurden gut mit Wasser und mit Alkohol gespült, in ölfreier Luft getrocknet und entsprechend der Originalzähne nummeriert. Es erfolgte die Kontrolle der Abdrücke im Stereomikroskop auf Fett und Sauberkeit. Die Anfertigung der Epon- Replikate⁴⁰ wurde im Labor des Zentrums für Zahn- Mund und Kiefer- Heilkunde Jena durchgeführt.

Die fertig ausgegossenen Replikate wurden vorsichtig und ohne sie zu berühren aus der Abformung entfernt. Mit einer Trennscheibe⁴¹ wurde die Wurzel um ca. 5 mm gekürzt. Die Replikate wiesen infolgedessen sowohl eine verkürzte Wurzel, als auch ein

verkürzte Krone auf. Danach wurden die Proben mit Luft von Verunreinigungen befreit. Die Replikate wurden mit Uhu Alleskleber extra⁴² auf Probenteller geklebt, wobei die zu untersuchende Fläche waagrecht zur Tischplatte ausgerichtet wurde. Als Klebefläche diente die verkürzte Krone der Replikate.

Nachdem der Kleber mind. 24 Stunden ausgehärtet war, wurden die Replikate im Elektronenmikroskopischen Zentrum in Jena weiter behandelt. Mit Hilfe des Sputtervorgangs⁴³ wurden die Proben mit einer gleichmäßigen Goldschicht überzogen um elektrische Aufladungen während der Untersuchung zu verhindern. Daraufhin konnten die Proben sofort im Elektronenmikroskop betrachtet werden.

4.4.2 Bildgenerierung

Die Untersuchungen erfolgten im Rasterelektronenmikroskop⁴⁴ bei 60facher Vergrößerung.

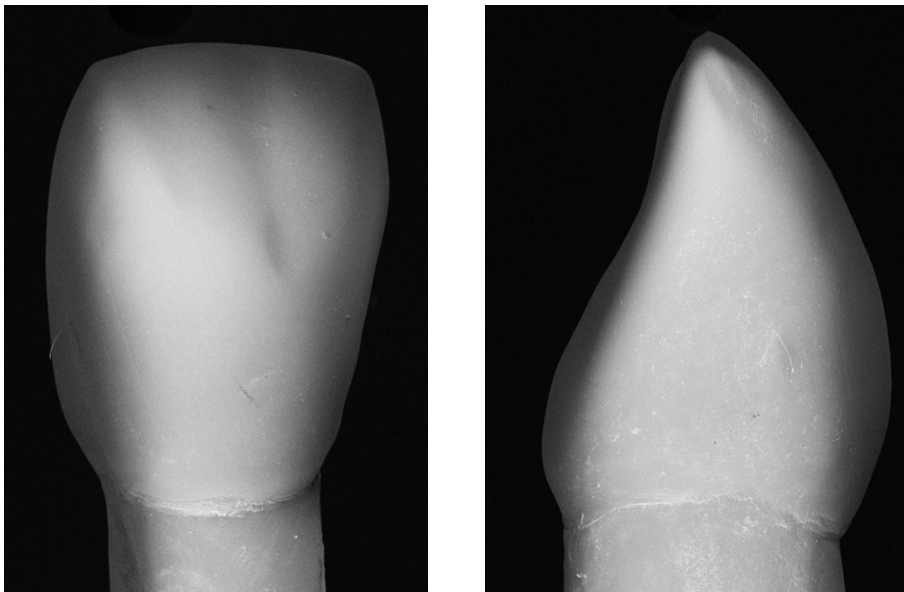


Abbildung 4-6 Zahn bei ca. 10facher Vergrößerung im Elektronenmikroskop

Das Ziel, den gesamten Randspalt in einem zweidimensionalen Bild darzustellen, wurde im Elektronenmikroskopischen Zentrum in Jena umgesetzt.

Das Prinzip bestand darin, Verzerrungen, die durch Streuung des Elektronenstrahls und Krümmung des Objektes entstehen würden, zu minimieren, indem Bilder aus möglichst vielen Perspektiven generiert wurden, so dass der Elektronenstrahl immer im rechten Winkel zum Objekt auf die Oberfläche traf.

Zuerst erfolgte die Markierung des Ausgangspunktes der Messung - einem markanten Punkt an der labialen Fläche der Replikate mit einem wasserfesten Stift. Im Rasterelektronenmikroskop drehten sich die Zähne einmal um die eigene Achse. Jeweils im Abstand von 20° wurde eine Aufnahme in 60facher Vergrößerung gemacht, wobei sich der Zahn im Mikroskop im Uhrzeigersinn drehte. Es entstanden somit 18 Einzelaufnahmen jedes Zahns, die anschließend mit Hilfe eines Open-Source-Vektorgrafikeditors⁴⁵ anhand charakteristischer Merkmale des betreffenden Zahns zu einem Bild zusammengesetzt wurden (Abb. 4-7). Die Verzerrungen am Rand jedes Bildes wurden von den angrenzenden Bildern überlagert, nicht dargestellt und verfälschten so nicht die Messung. Es galt der Maßstab 1 Pixel = $1,85\ \mu\text{m}$.

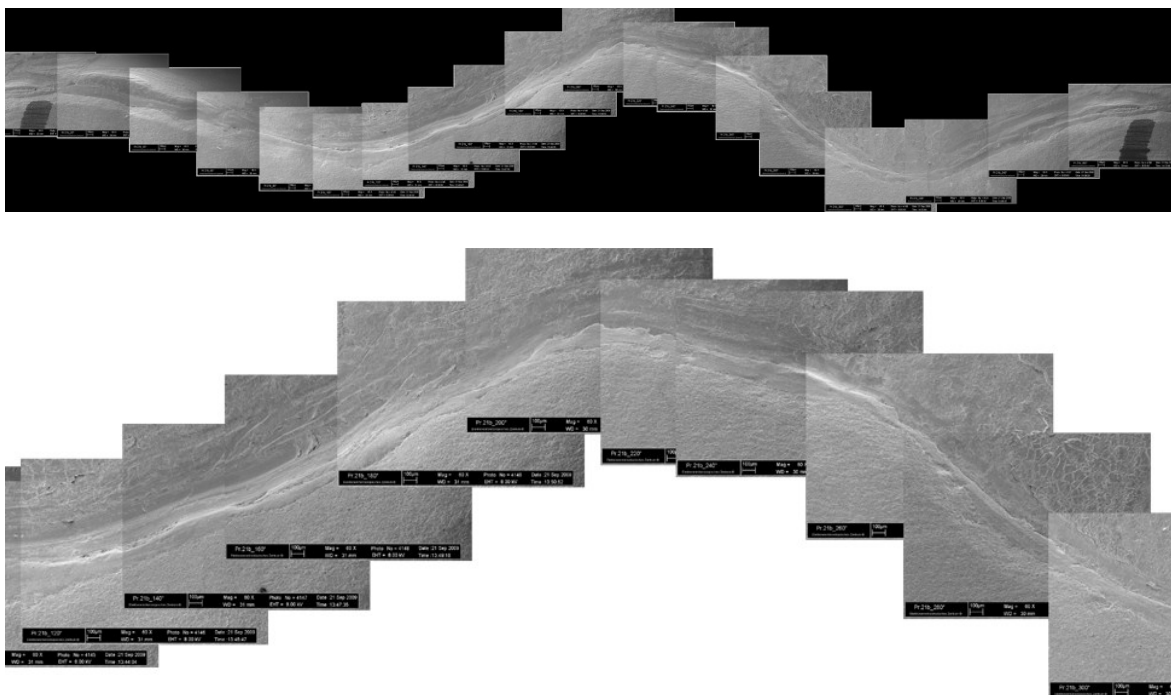


Abbildung 4-7 oben: Gesamttrandspalt bei 60facher Vergrößerung, unten: Ausschnitt gezoomt

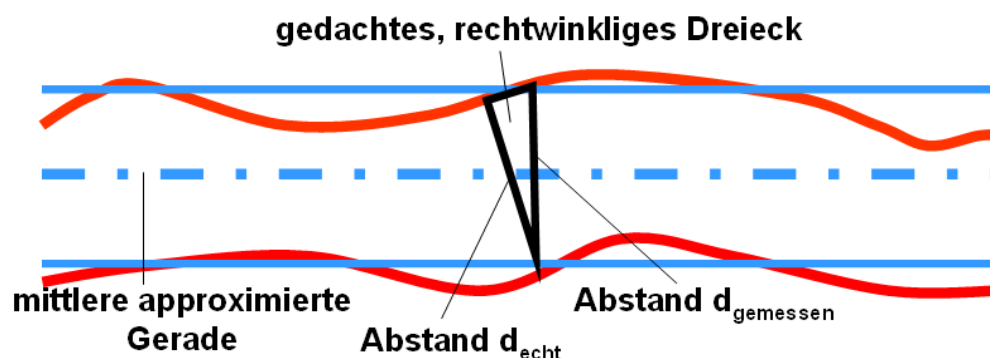
4.4.3 Randspaltmessung

Das Vermessen des Randspalts erfolgte im Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation. Verwendet wurde das Programm Matlab⁴⁶.

Der gesamte Randspalt wurde in möglichst gerade Abschnitte aufgeteilt, in denen der Restaurations- und Kavitätenrand möglichst parallel verliefen. In diesen Abschnitten wurde der Randspalt markiert. Das Programm berechnete die Distanz zwischen beiden Geraden alle 50 µm mit Hilfe des definierten Maßstabes

1 Pixel= 1,85 µm.

Es wurden dabei die Ränder der Teilstücke als approximierte Geraden dargestellt und eine mittlere approximierte Gerade gebildet. Im rechten Winkel zur letzteren erfolgte die Abstandsmessung.



Abstand (d_{gemessen})= Hypothenuse

Abstand (d_{echt}) = Kathete im gedachten rechtwinkligen Dreieck

Das rechtwinklige Dreieck verdeutlicht, dass der gemessene Abstand d (Hypothenuse) immer etwas größer ist als der echte Abstand, die Kathete.

Abbildung 4-8 Äquidistante Messung des Abstandes (d_{gemessen}) zwischen Restaurations- und Kavitätenrand senkrecht zu der mittleren approximierten Gerade

4.5 Kausimulation

4.5.1 Vorbereitende Maßnahmen

Um den Desmodontalspalt zu imitieren, wurde auf die Wurzeln dünnfließendes A-Silikon³⁷ aufgetragen, indem die Wurzeln einmalig in die Masse eingetaucht wurden. Außerdem erhielten die Zähne eine Ummantelung aus Anstiftwachs 2 mm unterhalb der Schmelz- Zement- Grenze⁴⁷. Jeder Zahn wurde anschließend in einen 19 x 19 mm großen Paladurblock³⁷ eingebettet, der ummantelte Bereich jedes Zahns wurde dabei automatisch ausgespart und entsprach dem supraalveolären Wurzelbereich der Zähne. Die Blöcke konnten nun in den Kausimulator eingebracht werden.

4.5.2 Durchführung

Die Kausimulation erfolgte in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilian- Universität München. Die Zähne wurden im Kausimulator MUC- 2 mit $1,2 \times 10^6$ Kauzyklen belastet, bei denen über eine im Antagonistenhalter festgeklebte Aluminiumoxidkeramik-Kugel eine Kraft von 50 N ausgeübt wurde. Die Zyklusfrequenz betrug 1,3 Hz. Die Belastung wurde im Winkel von 135° zur Zahnachse 2 mm unterhalb der Schmelz- Zementgrenze appliziert. Die Proben wurden dabei gleichzeitig jeweils 30 Sekunden 10.000 Thermowechseln zwischen 5°C und 55°C ausgesetzt. Es wurde so ein Belastungszeitraum von 5 Jahren simuliert.

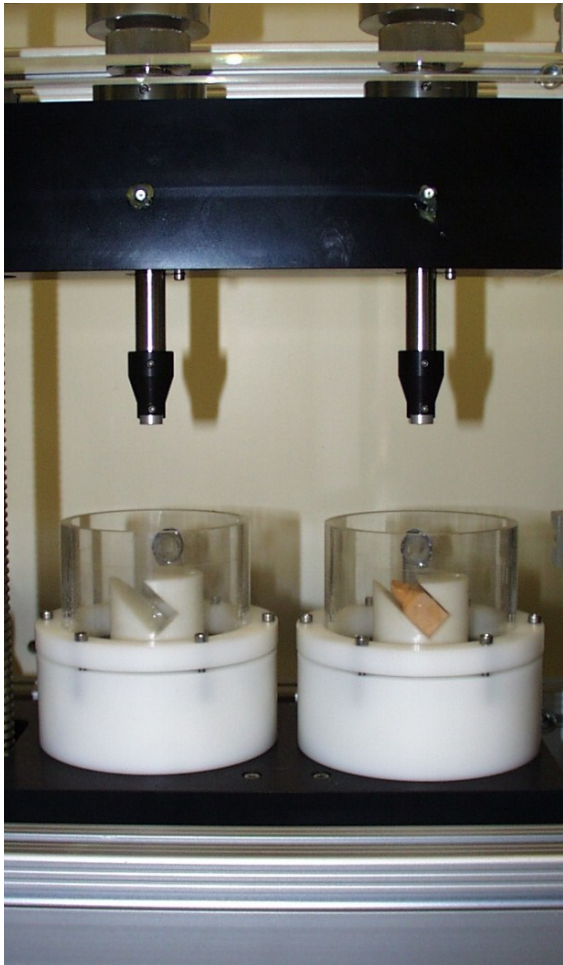


Abbildung 4-9 Kausimulator ($1,2 \times 10^6$ Kauzyklen, Kraft: 50 N, Kraftaufbringung 135° ,
Frequenz: 1,3 Hz, 10.000 Thermowechsellasten $5^\circ/55^\circ\text{C}$ je 30 sec.
simulierte Tragezeit: 5 Jahre

Der Zahn Nummer 9 der Glasfaserstiftgruppe (Gruppe I) überstand die Kausimulation nicht.

4.6 Graphische Auswertung des Randspaltverhaltens

Es erfolgte zu Beginn die Bestimmung der Streckenlängen (mesial, palatinal, distal und labial) an den Replikaten, indem Anfangs- bzw. Endpunkt jeder Strecke mit einem wasserfesten Stift markiert wurden. Die Länge der Strecken wurde mit einer digitalen Messlehre³ vermessen. Die ermittelten Werte wurden mit dem Dreisatz in Prozentangaben umgewandelt, die wiederum auf den Kreis bezogen werden konnten

Beispiel: P1

	labial	mesial	palatinal	distal	gesamt
Länge [mm]	2,8 + 3,6	4,9	7,2	4,9	23,4
Anteil an der Gesamtlänge [%]	12 + 15,4	20,9	30,8	20,9	100

Beispiel palatinale Streckenlänge:

$$7,2 \text{ mm} \times 100\% / 23,4 \text{ mm} = 30,8\%$$

Der palatinale Kronenrand besitzt einen Anteil von 30,8% der Gesamtlänge des Zahns P1.

Diese Rechnung wurde für die 3 anderen Strecken wiederholt.

Bezogen auf den Kreis hieß das:

$$30,8\% \times 360^\circ / 100\% = 110,9^\circ$$

Der palatinale Kronenrand nimmt im Kreis $110,9^\circ$ ein. Diese Rechnung wurde für die 3 anderen Strecken wiederholt. Da der Startpunkt ein Punkt an der labialen Strecke war, wurden von ihm ausgehend die Strecken durch Addition zugeteilt.

	labial	mesial	palatinal	distal
Anteil des Kreises [°]	43,2 + 55,4	75,2	110,9	75,2
Zuordnung [°]	316,8 - 55,4	55,4 - 130,6	130,6 - 241,5	241,5 - 316,8

Mit Hilfe des Programms Excel 2003 wurden anhand der für die Randspaltbreite gemessenen Werte nun Sterndiagramme erstellt.

4.7 Statistik

Für die statistische Auswertung wurde die Software PASW Statistics 18⁴⁸ verwendet. Beim Vergleich der Werte für die Druckfestigkeit und der Werte des Randspaltverhaltens von Glasfaser- und Titanstiften ohne vorherige Kausimulation wurde keine Normalverteilung der Werte angenommen, so dass zur Auswertung der Variablen Druckfestigkeit F_{\max} [N] und Randspaltbreite R [μm] der exakte Wilcoxon-Mann-Whitney- Test verwendet wurde. Die Werte für die maximale Belastbarkeit und die Werte zum Randspaltverhalten für den Vergleich vor und nach Kausimulation wichen nicht von der Normalverteilung ab, so dass parametrische Tests zum Einsatz kommen konnten. Für die Analyse der linearen Belastbarkeit nach Kausimulation wurde die Variable der maximalen Druckfestigkeit F_{\max} [N] mit dem t-Test ausgewertet. Für die Auswertung des Randspaltverhaltens nach Kausimulation wurde die Variable Randspaltbreite R [μm] ebenfalls mit Hilfe des t- Tests analysiert. Das Signifikanzniveau wurde mit $p \leq 0,05$ festgelegt.

Für die Randspaltuntersuchung vor und nach Kausimulation standen jeweils 9 Proben der Gruppe I und 9 Proben der Gruppe III zur Verfügung. Für die Untersuchung der Druckfestigkeit konnten 9 Zähne der Gruppe I, 8 Zähne der Gruppe II, 7 Zähne der Gruppe III und 6 Zähne der Gruppe IV analysiert werden.

5. Ergebnisse

5.1 Analyse der linearen Belastbarkeit

Die numerische Auswertung basiert auf dem Gruppenvergleich für die Variable der maximalen Druckfestigkeit F_{\max} [N]. Es wurde der Einfluss des Stiftmaterials (glasfaserverstärktes Komposit und Titan) auf die Belastbarkeit postendodontisch versorgter Zähne untersucht. Weiterhin wurde untersucht inwieweit die Kausimulation die Belastbarkeit der beiden Stiftmaterialien beeinflusst.

Die nachfolgenden Tabellen (Tabelle 5-1 und 5-2) geben einen Überblick über die Ergebnisse der Variable Druckfestigkeit F_{\max} [N].

F_{\max} [N]	Mittelwert	Median
ohne Kausimulation	598.75	650.0
nach Kausimulation	270.5	270.0

Tabelle 5-1 Druckfestigkeit der Glasfaserstifte

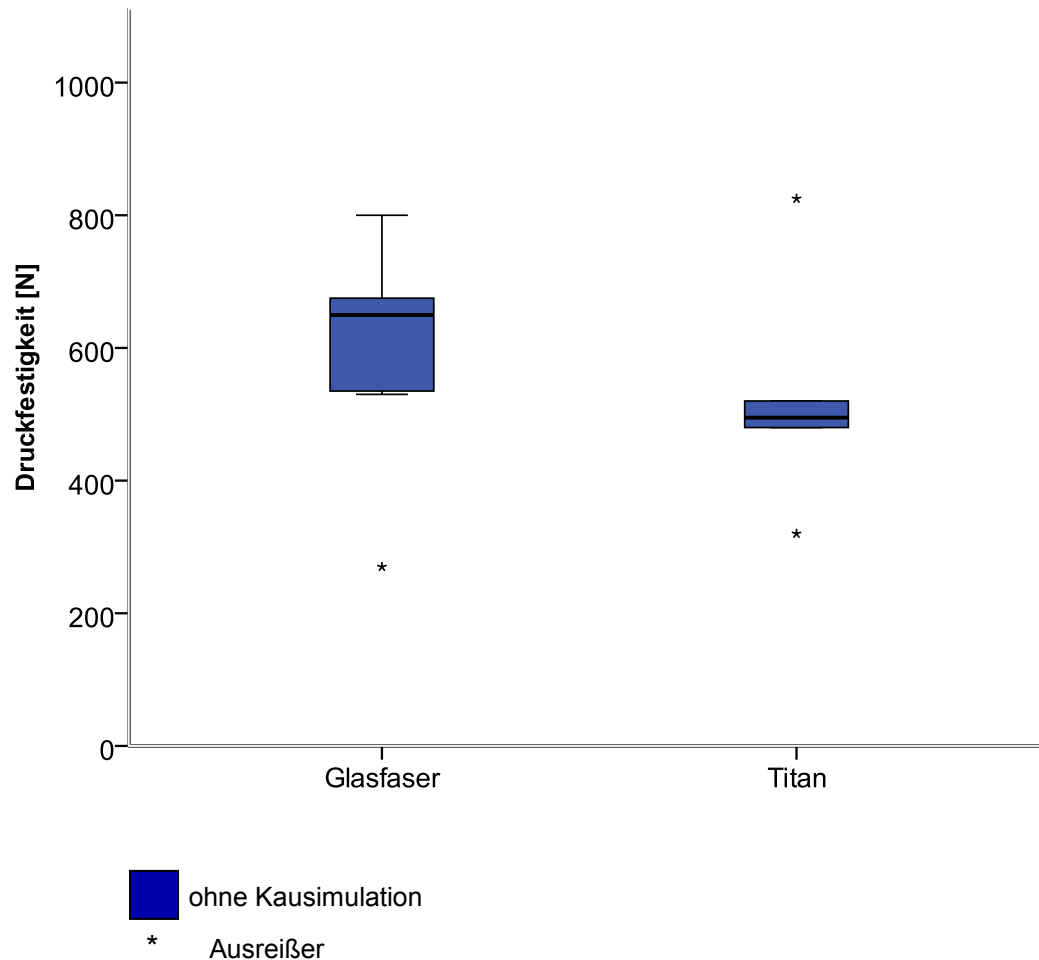
F_{\max} [N]	Mittelwert	Median
ohne Kausimulation	522.5	495.0
nach Kausimulation	433.33	435.0

Tabelle 5-2 Druckfestigkeit der Titanstifte

5.1.1 Einfluss des Stiftmaterials auf die Frakturrestistenz

Für die Auswertung zum Einfluss des Stiftmaterials auf die Druckfestigkeit bei linearer Belastung ohne vorherige Kausimulation wurde die Titanstiftgruppe mit der Glasfaserstiftgruppe verglichen.

Die Zähne der Titanstiftgruppe erreichten geringere Werte für F_{\max} mit einem Medianwert von 495 N. In der Glasfaserstiftgruppe wurde ein Medianwert von 650 N erreicht. Die Graphik 5-1 zeigt die Boxplots der verglichenen Gruppen.



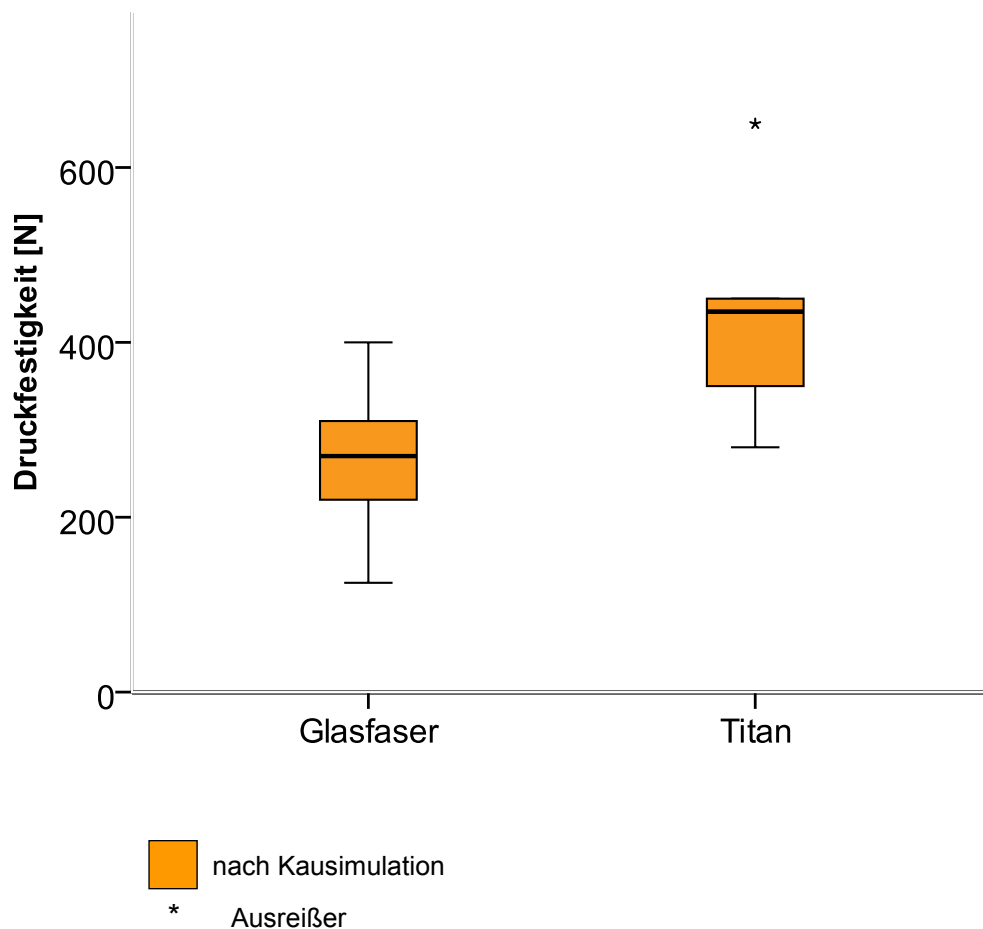
Graphik 5-1 Boxplots der Versuchsgruppen für die Variable Druckfestigkeit ohne Kausimulation

Beim Vergleich der beiden Gruppen wurde keine Normalverteilung der Werte angenommen, so dass der nicht-parametrische Test nach Wilcoxon- Mann- Whitney verwendet wurde. Es konnte dabei für die Werte der Druckfestigkeit zwischen beiden Gruppen kein statistisch signifikanter Unterschied gezeigt werden [$p = 0.17$].

5.1.2 Einfluss der Kausimulation auf die Frakturresistenz

Um den Einfluss der Kausimulation auf die Druckbelastbarkeit auszuwerten, wurde die Titanstiftgruppe erneut mit der Glasfaserstiftgruppe verglichen. Die Glasfaserstift-

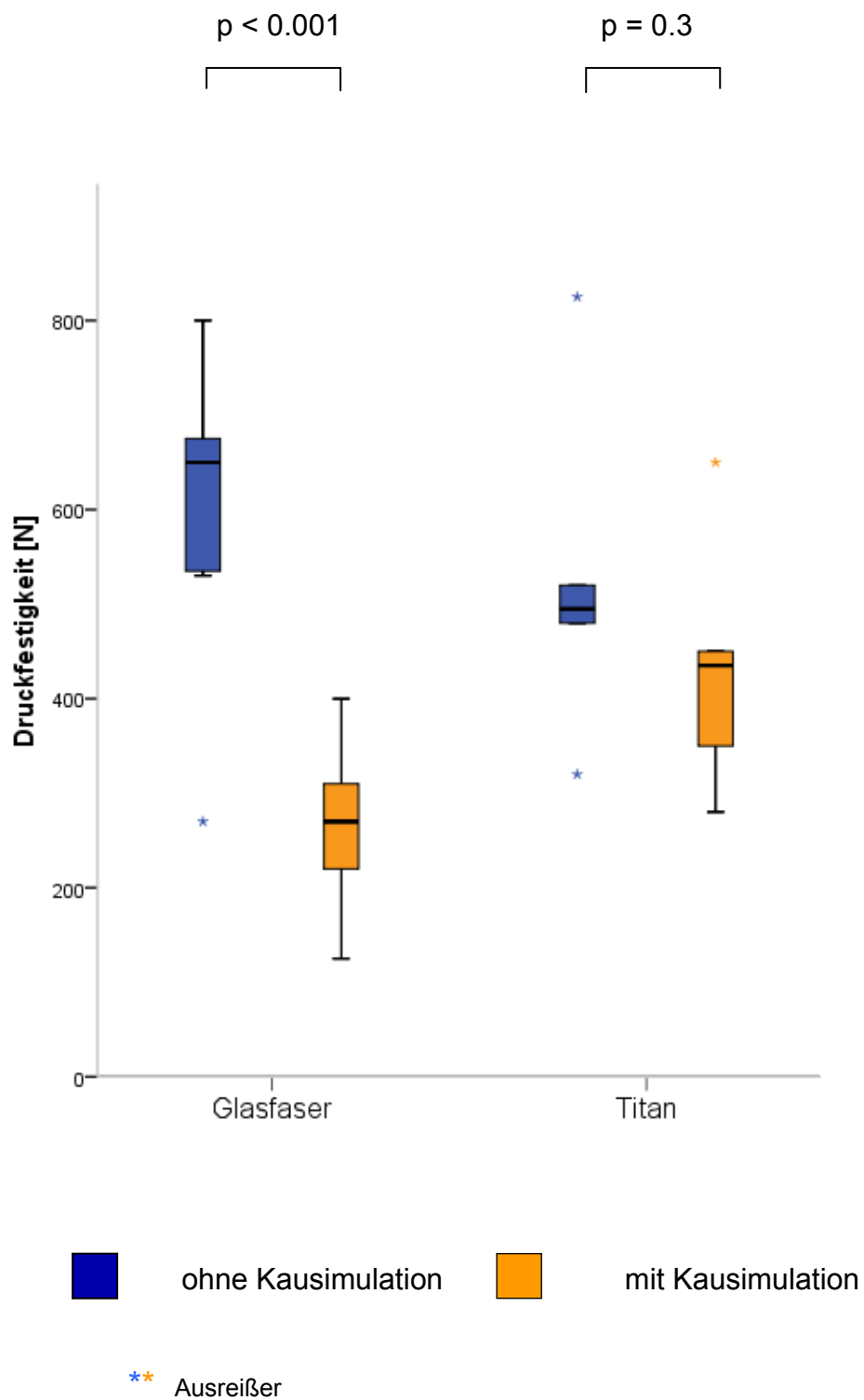
gruppe erzielte hier den niedrigeren Medianwert (270 N) im Vergleich zu den Titanstiften, deren Medianwert bei 435 N lag.



Graphik 5-2 Boxplots der Versuchsgruppen für die Variable Druckfestigkeit mit Kausimulation

Die Verteilung der Variable Druckfestigkeit F_{\max} [N] ergab nach Analyse der Histogramme und des Kolmogorov- Smirnov- Tests keine signifikante Abweichung von der Normalverteilung. Mit Hilfe des t-Tests wurde für die Titanstiftgruppe kein signifikanter Unterschied für die Variable Druckfestigkeit F_{\max} [N] nach Belastung ermittelt [$p= 0.3$]. Für die Glasfaserstiftgruppe ergab der t-Test jedoch eine signifikante Verringerung der Druckfestigkeit nach Kausimulation [$p< 0.001$].

Die Graphik 5-2 zeigt die Boxplots der zur Auswertung herangezogenen Gruppen. In der Graphik 5-3 sind die Ergebnisse zusammen dargestellt.



Graphik 5-3 Boxplots aller Versuchsgruppen für die Variable Druckfestigkeit

5.2 Analyse des Ermüdungsverhaltens mittels Randspaltuntersuchungen

Die Auswertung basiert auf dem Gruppenvergleich für die Variable Randspaltbreite S [μm]. Untersucht wurde, ob sich die Randspaltbreite bei den beiden verschiedenen Stiftsystemen unterscheidet. Weiterhin wurde der Einfluss der Kausimulation auf die Breite des Randspaltes des jeweiligen Stiftsystems analysiert. Die nachfolgenden Tabellen 5-3 und 5-4 geben einen Überblick über die Ergebnisse der Variable Randspaltbreite S [μm].

	Mittelwert	Median
Glasfaser	63.5	62.4
Titan	111.4	111.9

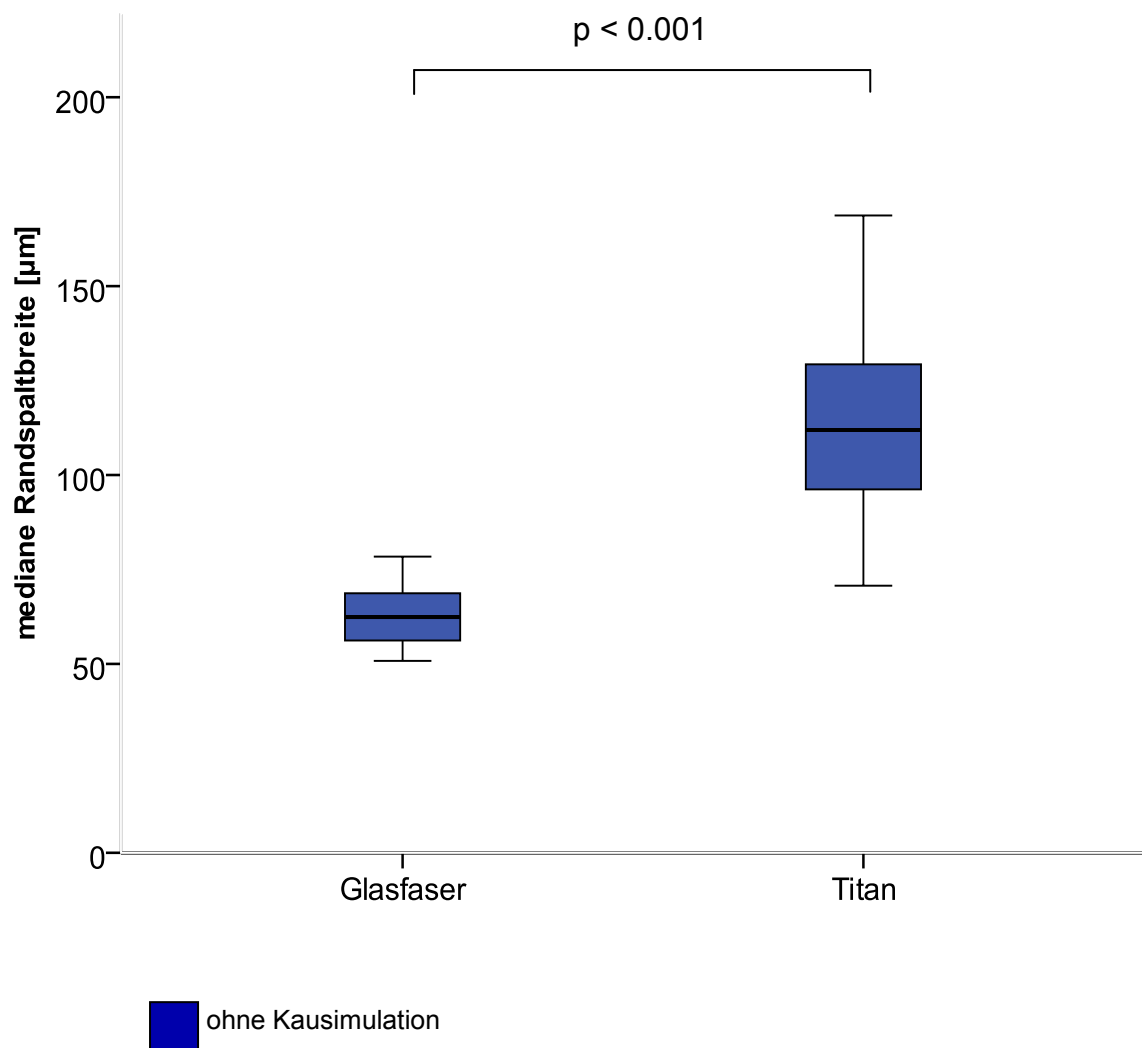
Tabelle 5-3 Randspaltbreite S [μm]
ohne Kausimulation

	Mittelwert	Median
Glasfaser	83.8	81.5
Titan	118.5	116.6

Tabelle 5-4 Randspaltbreite S [μm]
nach Kausimulation

5.2.1 Vergleich der Randspaltbreite bei Titan- und Glasfaserstiften vor Kausimulation

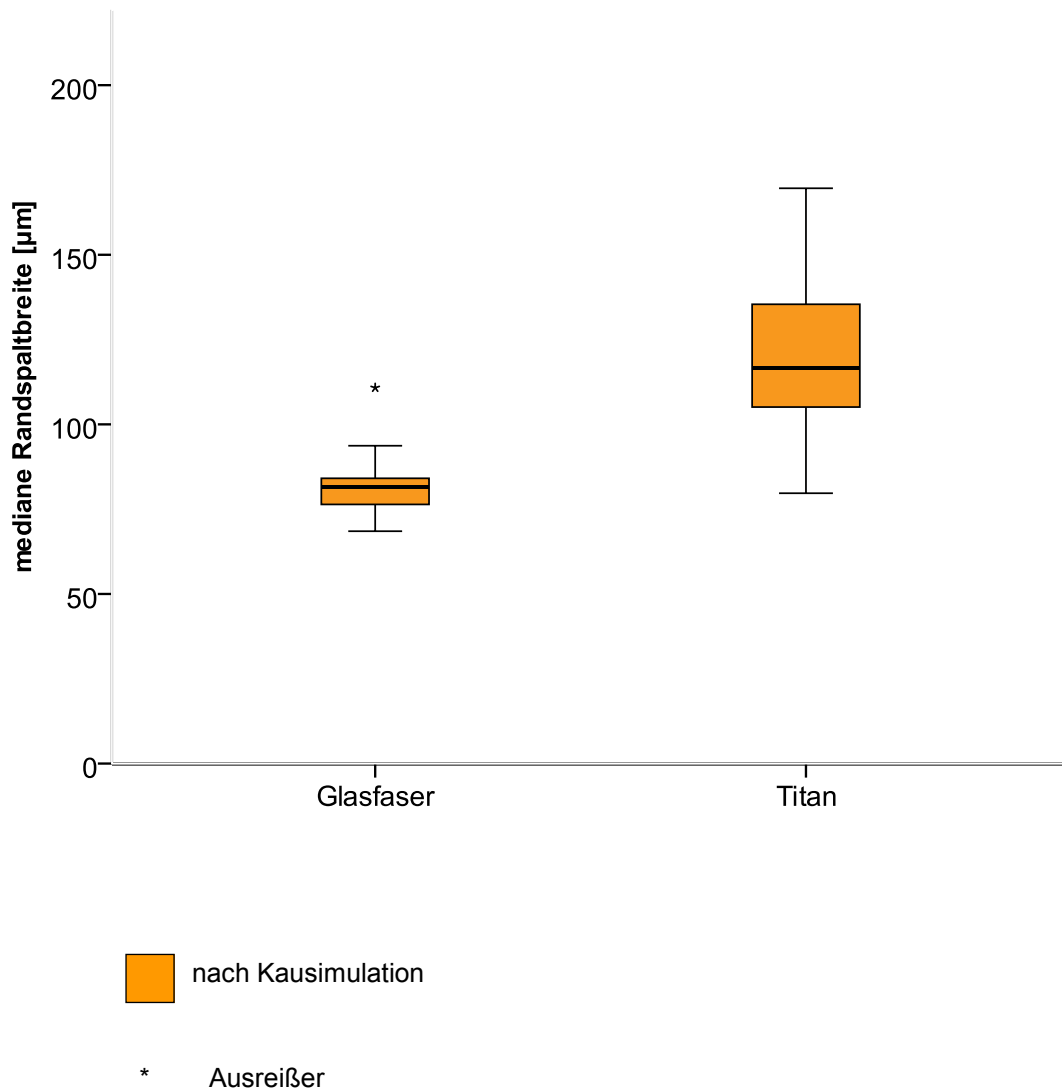
Zur Auswertung der Randspaltbreiten vor Kausimulation wurde die Glasfaserstiftgruppe mit der Titanstiftgruppe verglichen. Die Zähne der Glasfasergruppe weisen mit einem Medianwert von 62,3 μm einen kleineren Randspalt auf als die Zähne der Titanstiftgruppe, deren Medianwert bei 111,9 μm liegt. Nach Auswertung der Histogramme wurde für die Analyse der Gruppen vor Kausimulation nicht von einer Normalverteilung der Werte ausgegangen. Mit Hilfe des Wilcoxon- Mann- Whitney- Tests konnte ein statistisch signifikanter Unterschied [$p < 0.001$] zwischen den Randspaltbreiten der Glasfaserstifte und der Titanstifte gezeigt werden. Zähne, die mit Titanstiften versorgt wurden, weisen in dieser Arbeit einen breiteren Randspalt auf als Zähne, die Glasfaserstifte erhielten.



Grafik 5-4 Boxplots der Versuchsgruppen für die Variable Randspaltbreite S[µm]
ohne Kausimulation

5.2.2 Veränderung der Randspaltbreite nach Kausimulation

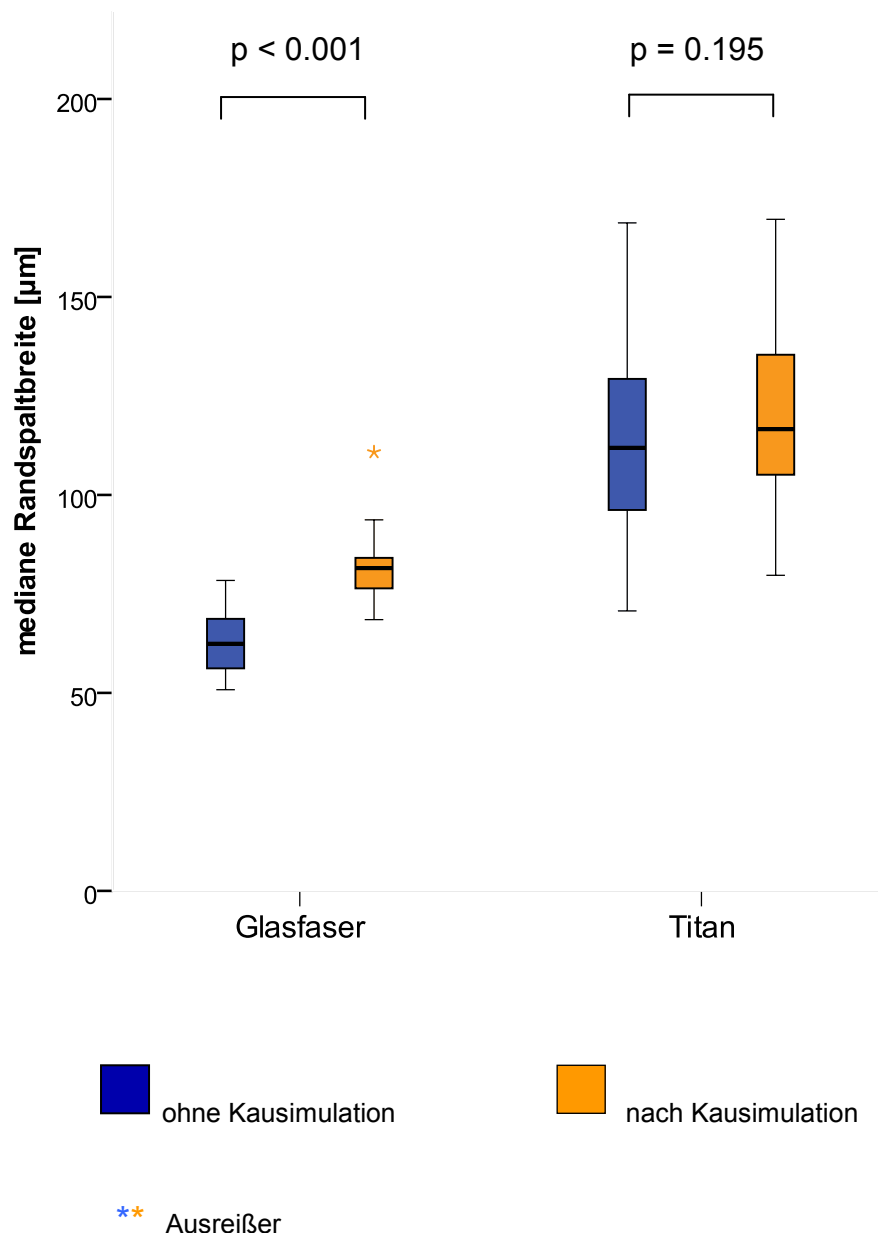
Im Vergleich zu den nicht-gealterten Proben vergrößerte sich der Randspalt bei allen Proben. Die Zähne der Glasfaserstiftgruppe weisen nach Kausimulation mit einem Medianwert von 81,5 µm einen schmalen Randspalt auf als die Zähne der Titanstiftgruppe, die nach Kausimulation einen Medianwert von 116,6 µm aufweisen. Die Tabelle 5-4 zeigt die ermittelten Randspaltbreiten für die künstlich gealterten Glasfaser- und Titanstiftsysteme.



Grafik 5-5 Boxplots der Versuchsgruppen für die Variable Randspaltbreite S[µm]
nach Kausimulation

Die Auswertung der Histogramme und der Kolmogorov- Smirnov- Test ergab für beide Stiftsysteme keine signifikante Abweichung von der Normalverteilung. (Glasfaserstiftgruppe [p= 0.673], Titanstiftgruppe [p= 0.985])

Mit Hilfe des t-Tests wurde für die Glasfaserstiftgruppe eine signifikante Veränderung der Randspaltbreite ermittelt. Der Randspalt der Glasfaserstifte verbreiterte sich im Mittel um 20,3 µm [p< 0.001]. Der Randspalt der Titanstifte verbreiterte sich im Mittel nicht signifikant um 7,1 µm [p= 0.195]. Die Graphiken 5-4, 5-5 und 5-6 zeigen die Boxplots der zur Auswertung herangezogenen Gruppen



Grafik 5-6 Boxplots der Versuchsgruppen für die Variable Randspaltbreite S [μm] ohne und nach Kausimulation

Die Abbildungen 5-1 bis 5-3 veranschaulichen die Verbreiterung der Randspalten bei den mit Glasfaserstiften versorgten Zähnen. Die Oberfläche des Zahnes ist im Bild oben und die Keramik ist im Bild unten abgebildet. Erkennbar sind Gefügauflockerungen, die nicht maßgeblich mit einer Verbreiterung des Randspaltes einhergingen und die Entstehung von Spalten, die zur deutlichen Vergrößerung der Zementfuge führten. Die betroffenen Areale sind mit Pfeilen gekennzeichnet. Bei den mit Titanstiften versorgten Zähnen kam es nach künstlicher Alterung nicht zu größeren Spaltenbildungen innerhalb der Zementfuge. Die Zähne waren aber ebenfalls von Gefü-

geauflockerungen betroffen, die wie bei den Glasfaserstiftrekonstruktionen häufiger am Übergang Zahn- Zement vorkamen (Abbildung 5-4).

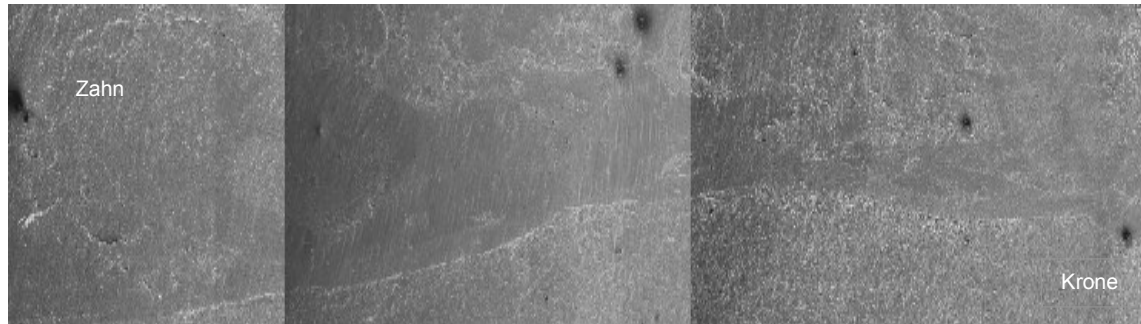
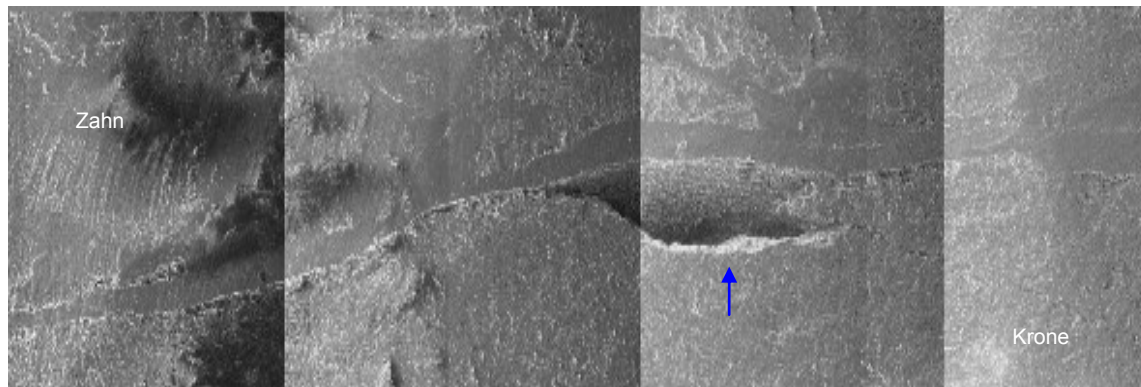


Abbildung 5-1a Ausschnitt aus dem Panoramabild des Zahnes P3 (Glasfaserstift) vor Kausimulation



↗ Spalt

Abbildung 5-1b Ausschnitt aus dem Panoramabild des Zahnes P3 (Glasfaserstift) nach Kausimulation

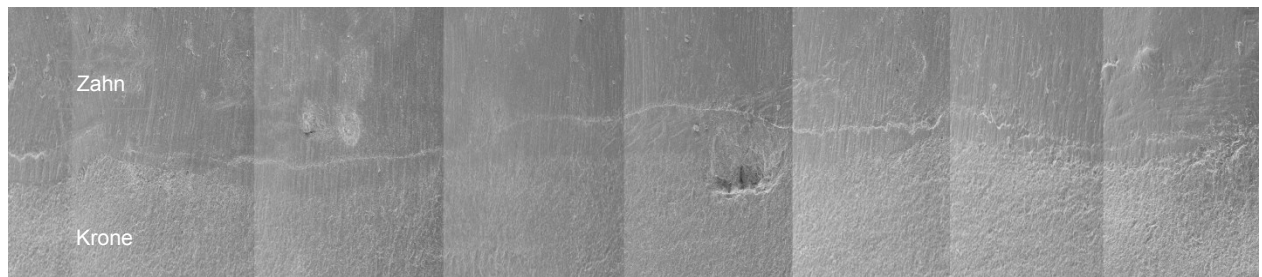
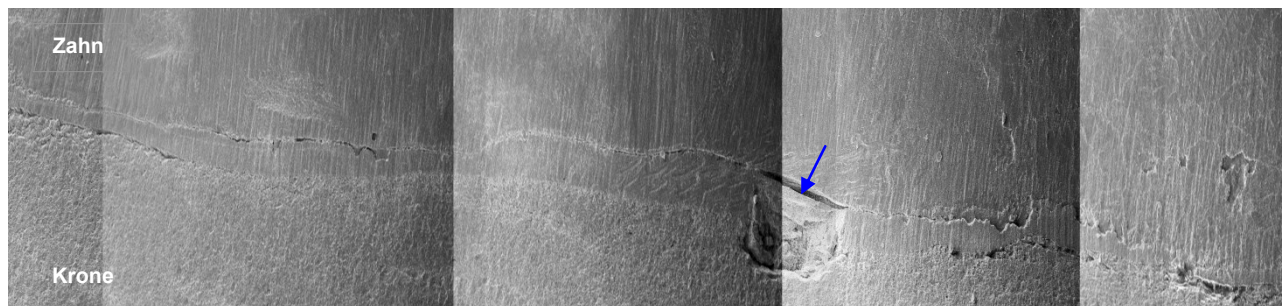


Abbildung 5-2a Ausschnitt aus dem Panoramabild des Zahnes P5 (Glasfaserstift) vor Kausimulation



↗ Spalt

Abbildung 5-2b Ausschnitt aus dem Panoramabild des Zahnes P5 (Glasfaserstift) nach Kausimulation

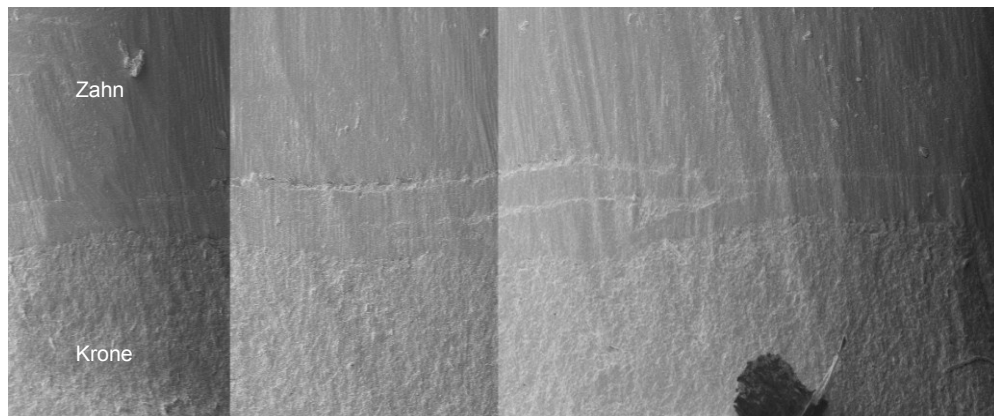
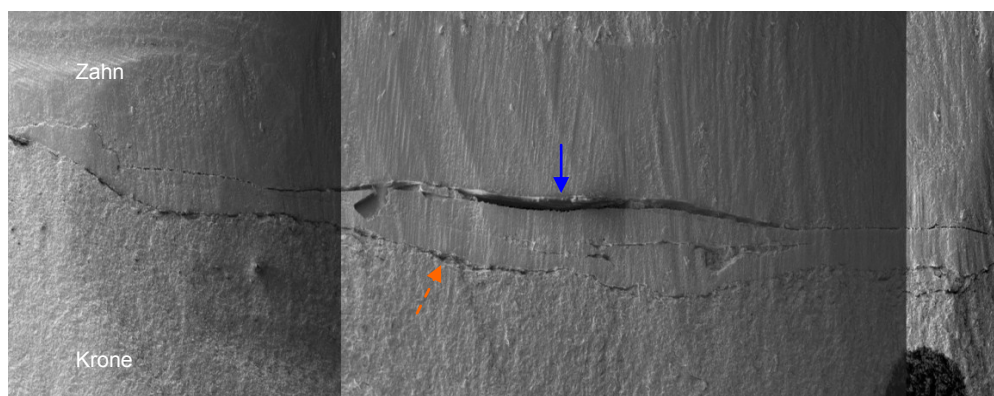


Abbildung 5-3a Ausschnitt aus dem Panoramabild des Zahnes P6 (Glasfaserstift) vor Kausimulation



➡ Spalt
 - - - ➡ Gefügebrauflockerung

Abbildung 5-3b Ausschnitt aus dem Panoramabild des Zahnes P6 (Glasfaserstift) nach Kausimulation

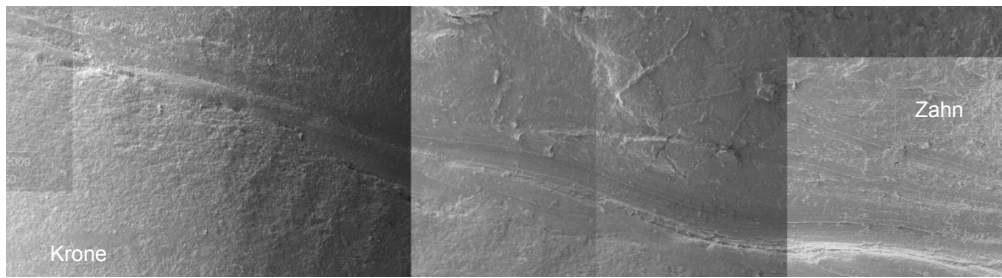
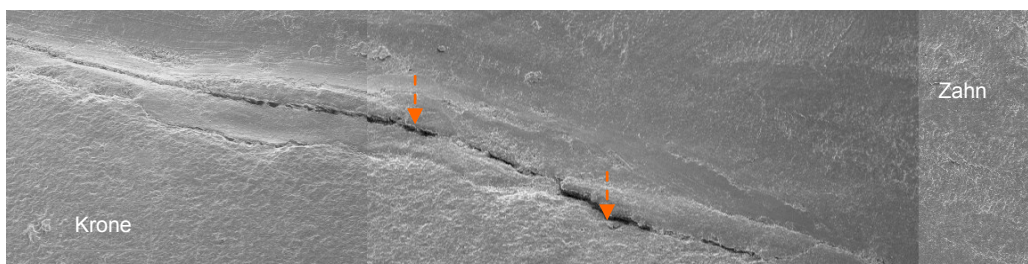


Abbildung 5-4a Ausschnitt aus dem Panoramabild des Zahnes P30 (Titanstift) vor Kausimulation



➤ Gefügeauflockerung

Abbildung 5-4b Ausschnitt aus dem Panoramabild des Zahnes P30 (Titanstift) nach Kausimulation

5.2.3 Das Randspaltverhalten in Abhängigkeit zur Lage am Zahn

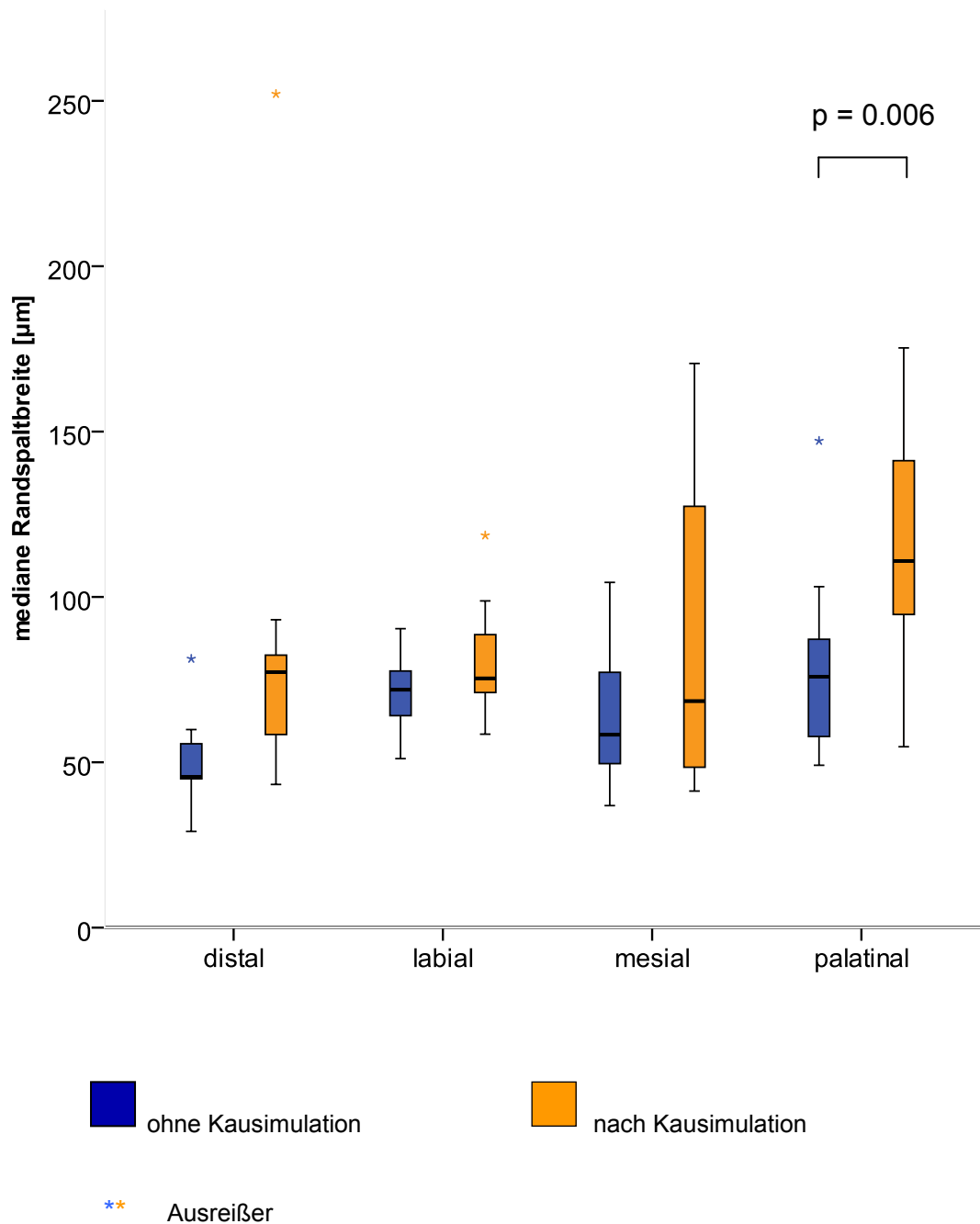
Um zu überprüfen ob die Ermüdungsprozesse eine Fläche am Zahn besonders betreffen, wurden die gemessenen Randspaltbreiten der vier Flächen der Zähne vor und nach Kausimulation miteinander verglichen. In der Glasfaserstiftgruppe ergab die Auswertung mesial eine Verbreiterung der medianen Randspaltbreite von 22,3 μm , distal von 39,5 μm , labial von 9,7 μm und palatinal von 35,8 μm . Mit Hilfe des t- Tests wurde für die palatinale Fläche eine signifikante Verbreiterung des Randspaltes [$p= 0.006$] festgestellt. Für die übrigen Flächen wurde kein statistisch signifikanter Unterschied für die Randspaltbreite ermittelt. [mesial $p= 0.081$; labial $p= 0.058$; distal $p= 0.131$]

In der Titanstiftgruppe ergab die Analyse mesial eine Verbreiterung der medianen Randspaltbreite von 10,0 μm , distal von 9,3 μm , labial von 5,6 μm und palatinal von

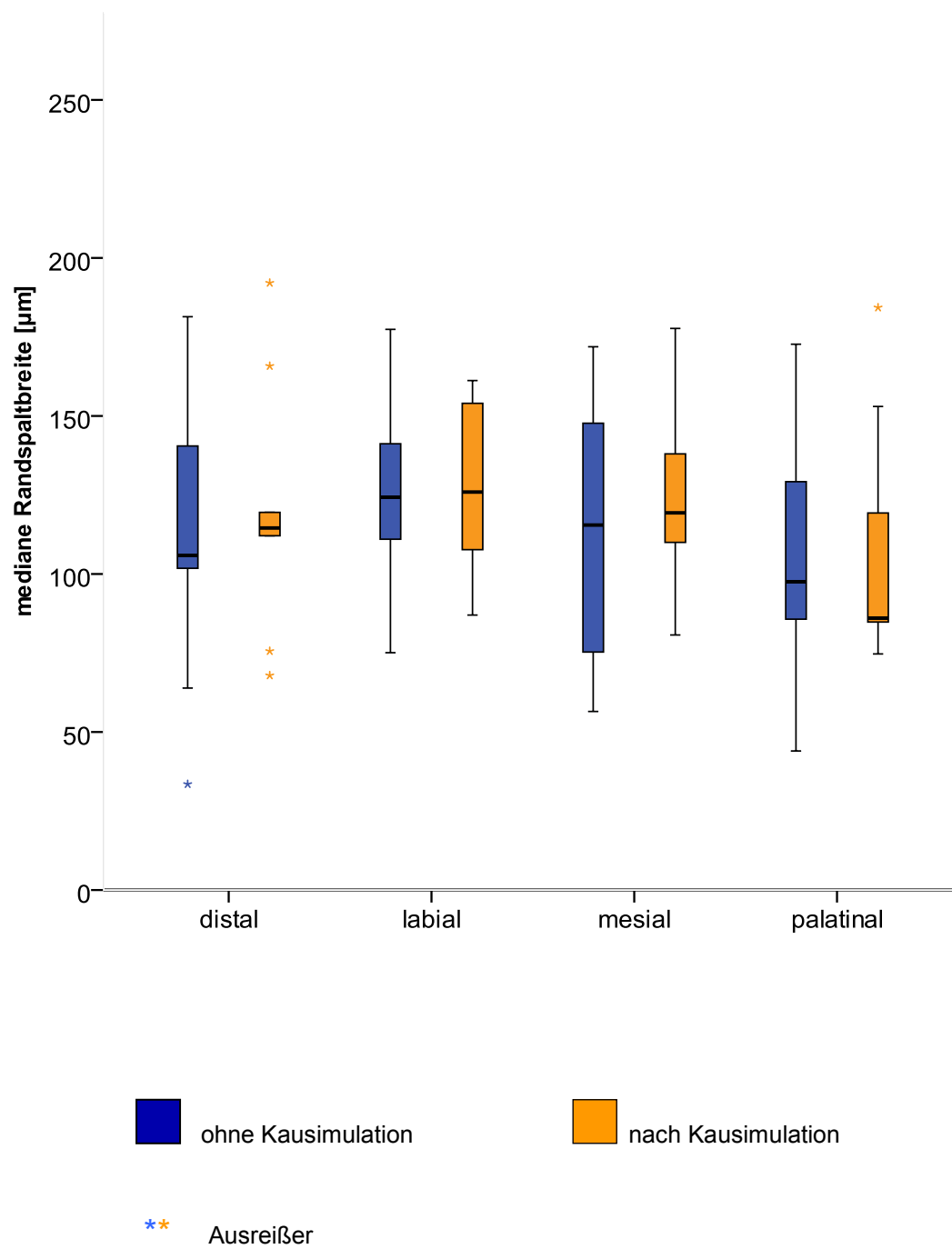
0,46 μm . Mit Hilfe des t- Testes wurde für keine Fläche der Titanstiftgruppe eine signifikante Verbreiterung der Randspaltbreiten erhoben.

[mesial p= 0.363; distal p= 0.212; labial p= 0.489; palatinal p= 0.962]

Die Graphiken 5-7 und 5-8 zeigen die Boxplots der zur Auswertung herangezogenen Gruppen.



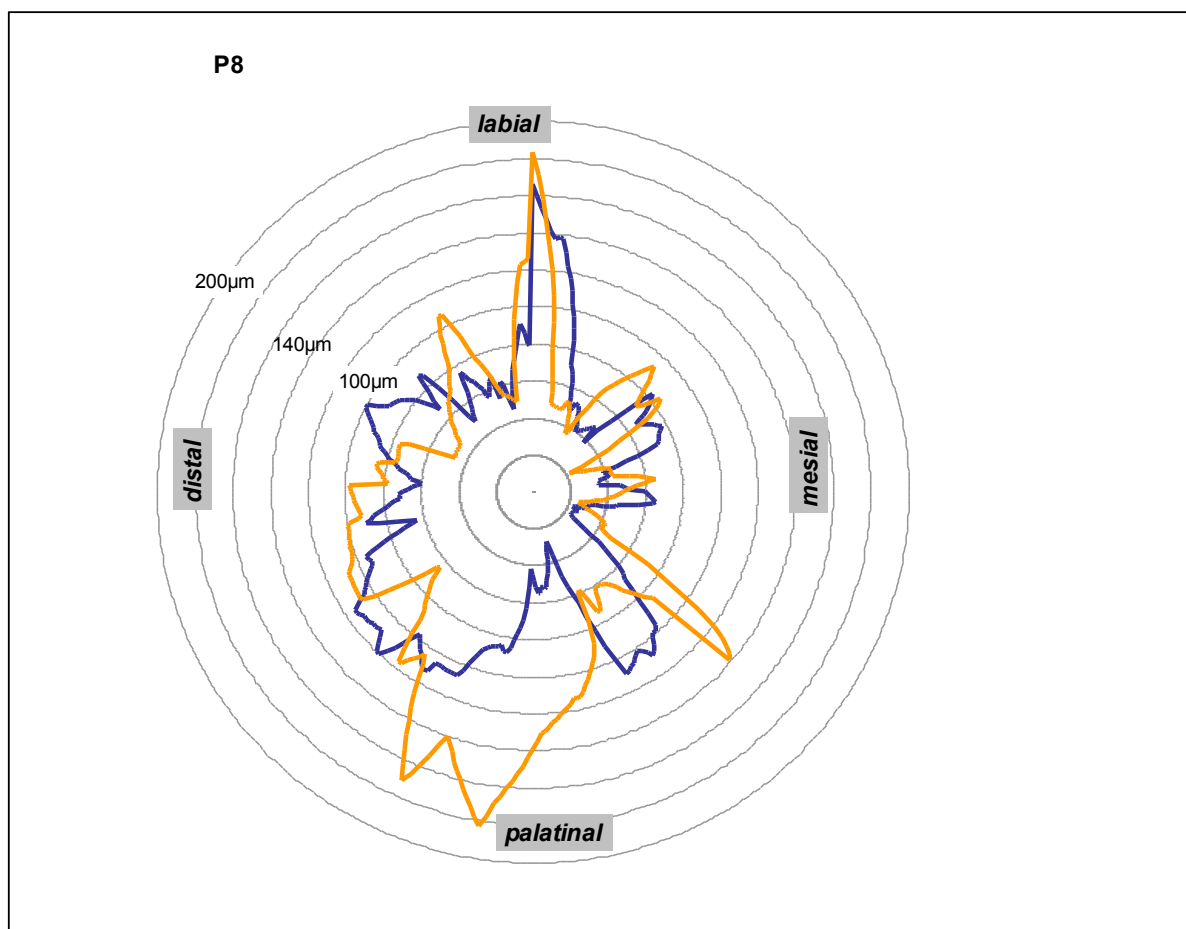
Graphik 5-7 Boxplots zu den medianen Randspaltbreiten bei Glasfaserstiften vor und nach Kausimulation



Graphik 5-8 Boxplots zu den medianen Randspaltbreiten bei Titanstiften vor und nach Kausimulation

5.3 Graphische Auswertung des Randspaltverhaltens

Die graphische Analyse der Randspalten verdeutlicht die Verbreiterung der Zementfuge bei den mit Glasfaserstiften versorgten Zähnen, die vor allem die palatinalen Bereiche des Randspaltes betrifft. Die Graphik 5-9 stellt die Veränderung der Randspaltbreite des Zahnes P8 dar. Der Verlauf des Graphen der Randspaltbreite nach Kausimulation folgt dem Graphen der Randspaltbreite vor Kausimulation und steigt nur im mesiopalatinalen und palatinalen Bereich bis zu einer Randspaltbreite von 180 μm an.



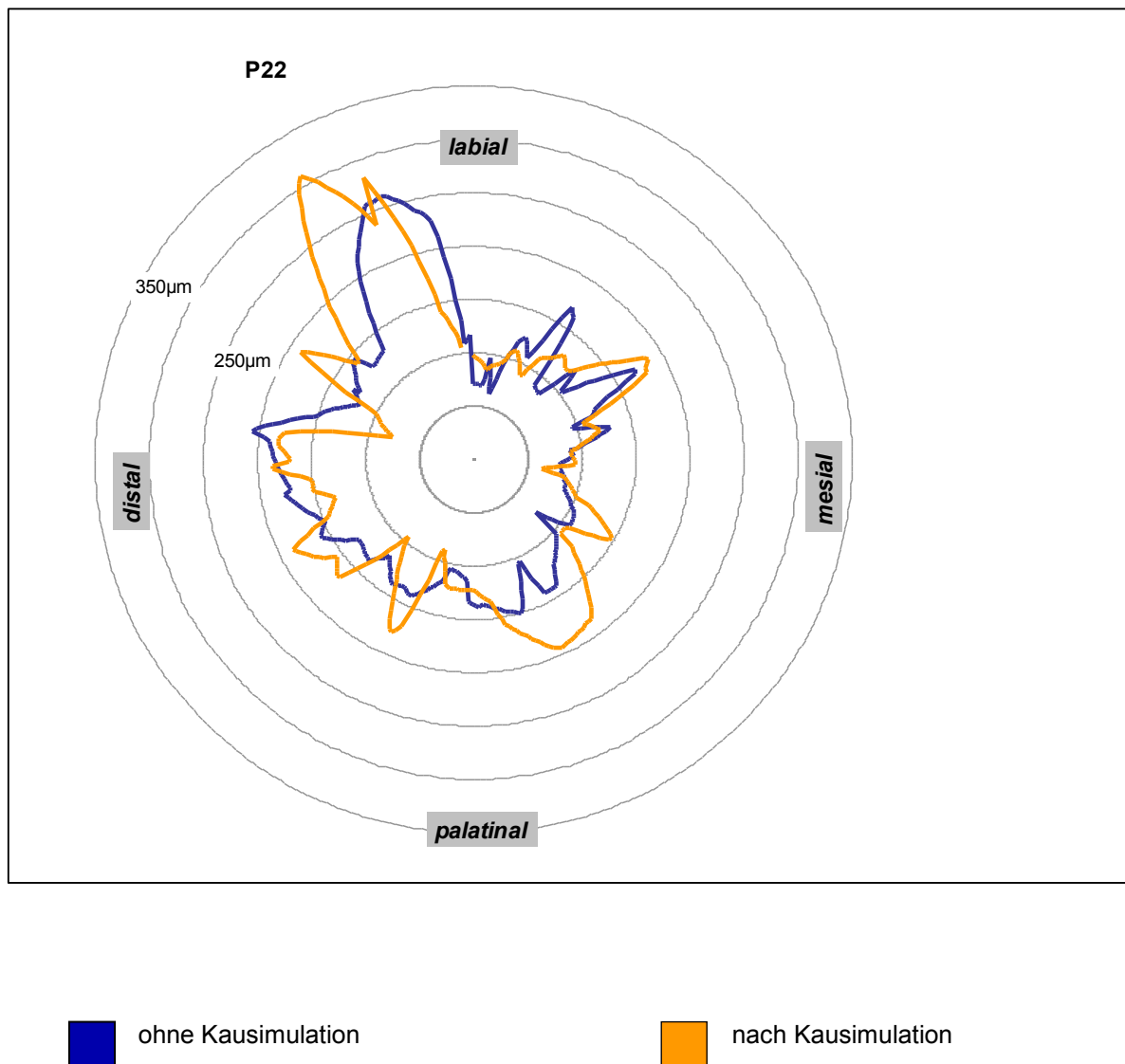
ohne Kausimulation



nach Kausimulation

Graphik 5-9 Sterndiagramm zur Darstellung der Randspaltbreite vor und nach Kausimulation bei einem Zahn mit Glasfaserstiftversorgung

Die Analyse veranschaulicht weiterhin das im Vergleich zur Glasfaserstiftgruppe eher diffuse Verhalten der Randspaltenbreiten bei Zähnen, die mit Titanstiften versorgt wurden. Die Graphik 5- 10 zeigt am Beispiel des Zahns P24, dass die Randspaltbreite bei einem mit einem Titanstift versorgten Zahn nach der Kausimulation an keinem bestimmten Bereich zunimmt.



Graphik 5-10 Sterndiagramm zur Darstellung der Randspaltbreite vor und nach Kausimulation bei einem Zahn mit Titanstiftversorgung

6. Diskussion

6.1 Wahl der Versuchsmethode

Zahnmedizinische Materialien und neue Restaurationsmöglichkeiten müssen vor ihrem Einsatz im klinischen Alltag hinsichtlich der an sie gestellten Anforderungen in Laborversuchen getestet werden. In- vitro- Studien stellen eine rasche und patientenunabhängige Methode zur Evaluation von dentalen Restaurationsmaterialien und Techniken dar (Krejci et al. 1990) und zeichnen sich im Vergleich zu klinischen Studien durch eine hohe Standardisierbarkeit der Testbedingungen bei kalkulierbaren finanziellen Mitteln aus (Kern et al. 1999). So können durch zusätzliche künstliche Alterung der Proben im Kausimulator, vor Durchführung des Bruchtests - im Vergleich zu Untersuchungen mit nur einmaliger Belastung - sowohl bessere klinische Bezüge, als auch eine bessere Prognose auf das Langzeitverhalten der Werkstoffe in vivo erreicht werden (Kelly 1999). Dietschi et al. (1996) konnten zeigen, dass die Materialermüdung primär für den klinischen Misserfolg verantwortlich ist und dass deshalb Voruntersuchungen zur physiologischen Simulation des Kauzyklus nötig sind. Nach Gale und Darvell (1999) können Alterserscheinungen zahnärztlicher Restaurationen durch Temperaturlastwechsel in unterschiedlich warmen Wasserbädern, entsprechend der wechselnden Temperaturbedingungen in der Mundhöhle, hervorgerufen werden. Der anschließende Vergleich mit Ergebnissen aus anderen In- vitro- Untersuchungen sowie mit herkömmlichen Werkstoffen lässt kritische Beurteilungen bezüglich ihres Verhaltens in vivo zu. Laboruntersuchungen ermöglichen eine Abschätzung der klinischen Eignung von Materialien und geben Hinweise auf mögliche Schwachstellen. Es darf aber nicht übersehen werden, dass es sich nur um die Simulationen eines Teils der mannigfaltigen, real auftretenden Belastungen in der Mundhöhle handelt (Gale und Darvell 1999) und letztlich nur die klinische Erprobung selbst den dauerhaften Erfolg oder Misserfolg in der Anwendung bestimmter Restaurationsmaterialien mit endgültiger Sicherheit zeigen kann.

6.2 Probenauswahl

In der vorliegenden Untersuchung wurden menschliche, obere mittlere Schneidezähne der zweiten Dentition verwendet. Natürliche, humane Zähne wurden bereits in

früheren In- vitro- Studien zur Untersuchung von Stiftaufbau- Systemen verwendet (Goto et al. 2005, Heydecke et al. 2002). Sie haben den Vorteil, dass sie der klinischen Realität bezüglich der individuellen Morphologie und ihrer chemischen und physikalischen Eigenschaften näher kommen als künstlich hergestellte Proben. Die geforderte Vergrößerung der Probenzahl pro Untersuchungsgruppe ($n > 8$) ist in dieser Untersuchung, mit dem Ziel möglichst gleiche Zähne innerhalb kurzer Zeit zu sammeln, nur teilweise realisierbar gewesen. Aufgrund der anatomischen Varietät in Größe und Form der Zähne (Hayashi et al. 2008) und ihres unterschiedlichen Alters und Herkunft, sind natürliche Zähne schwer erhältlich und schwer standardisierbar (Morgano 1996). Die unterschiedliche Dimensionierung und Morphologie, die Variation an Kalzifizierung und Wassergehalt sowie bereits bestehende Mikrorisse der Zahnhartsubstanzen von zu untersuchenden extrahierten Frontzähnen erschweren die Reproduzierbarkeit und Signifikanzableitung wissenschaftlicher Untersuchungen (Heydecke et al. 1999). Es kann aber als akzeptierter Standard angesehen werden für In- vitro- Untersuchungen menschliche, extrahierte obere mittlere Schneidezähne zu verwenden, da sie für viele Untersuchungen zu postendodontisch behandelten Zähnen genutzt wurden (Butz et al. 2001, Goto et al. 2005, Rosentritt 2004 et al. a, b, Akkayan 2004, Newman et al. 2003, Maccari et al. 2003, Janssen und Hülsmann 2003).

Kunststoffzähne sind zur Simulation der elastischen und adhäsiven Eigenschaften von Dentin trotz der Möglichkeit Form, Größe und mechanische Eigenschaften zu standardisieren, nicht geeignet (Rosentritt et al. 2006). Die Anwendung künstlicher Analoge soll zwar eine bessere Reproduzierbarkeit der Ausgangssituation ermöglichen und Fehler, bedingt durch unterschiedliche Materialqualität, ausschließen (Gateau et al. 1999). Der große Nachteil besteht jedoch in ihrer noch eingeschränkten Übertragbarkeit auf die klinische Situation im Vergleich zu natürlichen Zahnproben. Ebenso sind biomechanische Eigenschaften und der Wärmeausdehnungskoeffizient von natürlichen Zahnproben nicht zu vergleichen mit denen von künstlich hergestellten Acrylanaloga. Die ähnlichen chemischen und physikalischen Eigenschaften von Rinderzähnen im Vergleich zu menschlichen Zähnen hat die Gruppe um Isidor et al. (1999) dazu veranlasst, Rinderzähne als Testproben zu verwenden. Durch die unterschiedliche Größenrelation von Rinderzähnen zu menschlichen Zähnen sind die Ergebnisse dieser Studien und deren klinische Relevanz jedoch fragwürdig. Außerdem kamen In- vitro- Untersuchungen an bovinem Zahnmaterial zu

dem Ergebnis, dass es Unterschiede in der Scherfestigkeit des Dentins zu humanem Dentin gibt (Lopes et al. 2003).

6.3 Lagerung

Die Zähne lagerten seit ihrer Extraktion bis zur Stiftinsertion maximal 6 Monate in einer 0,1%igen Thymollösung (Uludug et al. 2009, Balbosh und Kern 2006, Butz et al. 2001) bei Raumtemperatur, durch die ein Austrocknen der Zähne und aufgrund der bakteriziden Wirkung des Thymols eine Verkeimung des Lösungsmediums vermieden werden konnte (Heydecke et al. 1999). Aufgrund des unterschiedlichen Zahnalters der gewonnenen Proben wurde eine große Streuung der Dentinhaftung innerhalb einer Gruppe beobachtet (Janssen und Hülsmann 2003, Dietschi et al. 2007), die wahrscheinlich auf die altersabhängige Sklerosierung des Dentins zurückzuführen ist (Yoshiyama et al. 1996). Dietschi et al. (2007) zogen die mit zunehmendem Zahnalter auftretenden Veränderungen der Dentintubuli für die von Zahn zu Zahn unterschiedlich gute Qualität der adhäsiven Haftung in Betracht.

Andererseits fanden Hagge und Lindemuth (2002) bei einer 1 bis 5-jährigen Lagerung extrahierter Molaren keinen Einfluss auf die Dentinhaftung.

6.4 Untersuchungsmaterial

Ziel der Untersuchung war es, die Wurzelstifte aus glasfaserverstärktem Komposit und die Titanwurzelstifte, die in der Zahnklinik Jena am häufigsten genutzt werden, hinsichtlich ihres Ermüdungsverhaltens und linearer Belastbarkeit zu vergleichen.

Beide Stifte werden von einem Hersteller produziert, der die Stifte in der gleichen Makroform anbietet. Es handelt sich um das Stiftsystem ER- Komet mit dem Glasfaserstift ER Dentin Post und dem ER Stabilisierungsstift aus Titan. Die Titanstifte waren schon häufig Objekt vergleichender In- vitro- Studien, in denen Titanstifte anderen Stiftsystemen gegenübergestellt wurden (Butz et al. 2001). Da diese Untersuchungen ein ähnliches Studiendesign aufweisen, besteht eine Vergleichbarkeit der ermittelten Werte in Abhängigkeit von den Versuchsbedingungen. Andere Autoren bevorzugten parallelwandige Stifte (Libman und Nicholls 1995). Diese sind theoretisch retentiver, aber die Perforationsgefahr und Wurzelschwächung im apikalen Bereich ist größer (Johnson und Sakumura 1978, Standlee et al. 1978).

6.5 Herstellung der Prüfkörper

Klinisch relevante Aussagen können nur getroffen werden, wenn die Prüfkörper mit klinisch genutzten Materialien praxisnah und definitiv versorgt werden (Sorensen und Engelman 1990a, Butz et al. 2001). In dieser Untersuchung wurden daher vollständig restaurierte Frontzähne untersucht, bei deren Herstellung der klinische Behandlungsablauf simuliert wurde (Butz et al. 2001, Heydecke et al. 2002).

6.5.1 Endodontische Aufbereitung und Stiftsetzung

Die laterale Kondensation gilt als Standard in der Therapie zur Wurzelfüllung. Im Vergleich zu anderen Obturationsmethoden, wie zum Beispiel der vertikalen Kondensation, ergibt sich im Hinblick auf die Belastung der Zahnwurzel keine erhöhte Frakturgefahr (Telli et al. 1994). Alle Arbeitsschritte wurden mit den klinisch üblichen Materialien durchgeführt. Ob die zur endodontischen Aufbereitung nötigen Spülungen die Dentinhaftung beeinflussen, wird kontrovers diskutiert. Auch der Einfluss der residualen Bestandteile des Sealers auf die Dentinhaftung ist Gegenstand kontroverser Diskussion und produktabhängig (Tjan und Nemetz 1992). Für den in dieser Studie genutzten eugenolfreien, kunststoffhaltigen Sealer AH 26 wurde laut Hagge et al. 2002a ein Effekt, der die Retention von adhäsiv eingesetzten (Panavia) konfektionierten Stiften (Parapost) negativ beeinflusst, nicht nachgewiesen.

Bei der Patientenversorgung wird vor Stiftinsertion eine Wurzelkanalbehandlung durchgeführt, so dass dieser Ablauf in der vorliegenden Untersuchung ebenso beibehalten wurde. Die endodontische Behandlung hat einen Einfluss auf die Retention der Wurzelstifte. In einem Pull- out- Versuch wurde gezeigt, dass mit einem Befestigungskomposit (Panavia 21) eingesetzte konfektionierte Metallstifte (Parapost) höhere Retentionswerte erreichen, wenn die Zähne keine Wurzelfüllung (Guttapercha und Zinkoxid- Eugenol- Zement) aufweisen. Es konnte gezeigt werden, dass in unterminierenden Wurzelbereichen Guttapercha verbleibt, welches die für den adhäsiven Verbund notwendige Dentinoberfläche reduziert (Serafino et al. 2004). Außerdem geht durch die Wurzelkanalbehandlung ein nicht zu vernachlässigender Teil der Zahnhartsubstanz unwiderruflich verloren, wodurch die Frakturgefährdung des Zahns steigt (Reeh et al. 1989).

Die Wurzelstifte wurden streng nach Herstellerangaben inseriert. Die Titanstifte wurden nicht gestrahlt oder silanisiert, da dieses Vorgehen im klinischen Ablauf nicht praxisrelevant ist. Eine Konditionierung der Glasfaserstifte wurde ebenfalls nicht durchgeführt, da die Bestrahlung mit Korund zu einer Desintegration der Stiftoberfläche durch Separation der Glasfasern von der Epoxidmatrix führen kann (Drummond et al. 1999).

In dieser Studie wurden die Dentinwände der präparierten Wurzelkanäle vor der Stiftinsertion mit einem diamantierten Handinstrument aufgerauht (Cohen et al. 2000, Balbosh und Kern 2006). So wurde der Problematik eventueller Säurerückstände im Wurzelkanal vorgebeugt.

Aufgrund der anatomischen Variabilität der Wurzellängen besitzen die Zähne unterschiedliche Stift- Wurzel- Relationen, was die klinische Realität widerspiegelt (Heydecke et al. 2002). Die Stiftlänge im Zahn war jedoch normiert und betrug für alle Zähne 12 mm von der Dekapitationsebene. Dieses Verfahren wurde statt der Methode, bei der die Stifte unterschiedlich tief im Zahn verankert werden, dafür aber den gleichen Anteil Rest- Wurzel besitzen, gewählt, da die unterschiedliche Verankerungslänge der Stifte die Frakturresistenz beeinflusst (Heydecke et al. 2002). Es blieben mindestens 2 mm der Wurzelfüllung erhalten. Koronal standen 4 mm der Stifte für den Stumpfaufbau zur Verfügung.

Viele Faktoren, beispielsweise Länge, Durchmesser, Design und Stiftmaterial können das biomechanische Verhalten wurzelgefüllter Zähne beeinflussen indem die Stressverteilung (Barjau- Escribano et al. 2006) und Frakturwiderstandsfähigkeit (Fernandes und Dessai. 2001, Nissan et al. 2001, Braga et al. 2006) modifiziert werden. Die Stiftlänge beispielsweise beeinflusst die Stressverteilung innerhalb des Zahns und gewährleistet gleichzeitig die Widerstandsfähigkeit gegenüber Bruchkräften. Der Erfolg eines gesetzten Stiftes ist sicherer, wenn die Länge des Stifts gleich oder länger als die Krone ist (Standlee et al. 1980, Sokol 1984). Wenn der Stift drei- viertel der Wurzellänge einnimmt, wird eine höhere Steifigkeit erzielt und eine Biegung der Wurzel minimiert (Standlee et al. 1972). Die Ergebnisse von Santos- Filho et al. (2008) zeigen, dass es wichtig ist, die Stiftlänge von Metallstiften zu vergrößern. Verringerte sich in der Studie deren Stiftlänge, so wurde auch ein Abfall der Frakturresistenz beobachtet, während die Werte der Glasfaserstifte konstant blieben. Santos- Filho et al. (2008) fanden so heraus, dass eine verkürzte Stiftlänge sich nur bei den Titanstiften in niedrigeren Bruchfestigkeiten auswirkt. Die Glasfaserstifte wa-

ren mit jeder Stiftlänge ähnlich belastbar, wobei sie mit 5 mm höhere Werte erreichten als Titanstifte derselben Länge. Es wurde nachgewiesen, dass das Stiftsystem Belastbarkeit, Frakturresistenz und Frakturverhalten beeinflusst und dass nur kürzere Metallstifte erhöhte Spannungen im Zahn hervorrufen, kürzere Glasfaserstifte dagegen nicht. Die In- vitro Untersuchung ergab, dass 10 mm lange, gegossene Metallstifte die geringsten Mikrospannungen im restaurierten Zahn hervorriefen und die größten Werte für die Bruchfestigkeit erzielten. Allerdings war das Bruchverhalten der so rekonstruierten Zähne aufgrund von auftretenden Wurzelfrakturen wenig vorteilhaft. Um eine möglichst gute Vergleichbarkeit der Stifte zu erzielen und um den Einfluss der Stiftlänge für diese Untersuchung auszuschließen, wurden alle Stifte in der vorliegenden Arbeit 12 mm tief ab der Dekapitierungsebene im Zahn inseriert.

Das Befestigungsprotokoll der zu vergleichenden Stifte unterscheidet sich abhängig vom Stiftmaterial, wie es dem klinischen Alltag entspricht (Gu und Kern 2006). Dem entsprechend wurden klassischerweise Phosphatzement für die Titanstifte und ein dualhärtender Kunststoff für die Glasfaserstifte verwendet (Mezzomo 2003, Mezzomo 2006). Für die Zementierung der Stifte wurden die vom Hersteller (Komet) empfohlenen Materialien verwendet. Die konventionelle Befestigung mit Phosphatzement behält laut Hersteller ihre Indikation für metallische Stifte (Tinner et al. 2001). Das ER System wurde nach Herstellerangaben so konstruiert, dass es optimal auf die Verwendung von Phosphatzement abgestimmt wäre und eine maximale Retention erzielt würde, die durch adhäsive Befestigung kaum gesteigert werden könne. Darüber hinaus ist die Verarbeitung von Kompositen techniksensitiv und der adhäsive Verbund zum Wurzeldentin noch nicht abschließend geklärt (Schmage et al. 2005). Allerdings konnte gezeigt werden, dass eine adhäsive Befestigung auch bei Titanstiften den Verbund verbessert und die konventionelle Befestigung im Vergleich zur adhäsiven Verankerung wenig verlässlich ist, den simulierten funktionellen Kräften stand zu halten (Naumann et al. 2008).

Der Effekt des Befestigungsmaterials auf die Retention des Stiftes und die Frakturresistenz des EBZ ist gut untersucht worden (Stockton 1999, Cohen et al. 1998, Balbosh und Kern 2006). Für die adhäsive Befestigung der Glasfaserstifte wurde das in der Klinik gängige dualhärtende Komposit Variolink II zusammen mit dem Haftvermittler Syntac classic gewählt, da sich für dieses Komposit laut Hersteller im Besonderen Syntac als Haftvermittler für Dentin und Schmelz eignet. Diese Kombination wurde bereits für In- vitro Untersuchungen verwendet, sodass vergleichbare Ver-

suchsbedingungen vorliegen (Rosentritt et al. 2000, Reill et al. 2008). Eine Untersuchung von Rosentritt et al. (2004c) vergleicht das Randspaltverhalten vollkeramischer Inlays, die mit verschiedenen Zementen befestigt wurden. Variolink II in Kombination mit dem Haftvermittler Syntac zeigte zusammen mit Panavia F, kombiniert mit dem Haftvermittler ED Primer die besten Bondingeigenschaften, die durch das Beseitigen der Smear Layer und der Formation von Resin Tags erzielt wurden (Leinfelder 1998). Uludug et al. (2009) untersuchten die Randspaltproblematik von Keramikinlays an Weisheitszähnen, die mit verschiedenen Kompositzementen (Rely X, Panavia 21 und Variolink II) und Dentinadhäsiven befestigt wurden und anschließend 1000 Thermowechselasten und einer zyklischen Belastung (100.000 Zyklen; 1,6 Hz; 50 N) ausgesetzt wurden. Die schmalsten Randspalten im Dentin wurden für Variolink II erzielt, wobei die Randspalten im Schmelz insgesamt deutlich geringer waren als die im Dentin.

6.5.2 Stumpfaufbau der Probenzähne und Präparation

Die Stumpfherstellung erfolgte mit einem lichthärtenden Komposit mit Hilfe der Schichttechnik. Adhäsiv verarbeitete Kompositsysteme sind aufgrund ihrer dentinähnlichen mechanischen und optischen Eigenschaften, sowie der elektrochemischen Unbedenklichkeit heute das Mittel der Wahl für Stumpfaufbauten (Cohen et al. 2000b). Es wurde im direkten Verfahren ein künstlicher Zahnstumpf geschaffen, der inklusive der 2 mm hohen Dentinmanschette labial 6 mm hoch war. Dieses Vorgehen stellt eine erprobte Technik dar (Gu und Kern 2006, Heydecke et al. 2002). Es wurde ein standardisierter Aufbau geschaffen, der bei allen Zähnen die gleiche Höhe aufweist und sich aufgrund der natürlichen Variabilität der Zähne nur im Durchmesser von den anderen Proben unterscheidet. Identische Prüfkörper herzustellen ist sehr schwierig, wenn natürliche Zähne verwendet werden. Anatomische Unterschiede zwischen den Zähnen und die Freihandpräparation führen zwangsläufig zu etwas unterschiedlichen Ergebnissen.

Das in der vorliegenden Studie verwendete Aufbaumaterial (Rebilda) wurde in einer Studie von Reill et al. (2008) mit anderen für diesen Zweck genutzten Materialien verglichen und erreichte zusammen mit Multicore die höchsten Bruchfestigkeiten, wobei es keine signifikante Rolle spielte, ob der Aufbau mit Hilfe der Schichttechnik hergestellt wurde oder nicht. Die Präparation wurde so ausgeführt, wie es für eine

vollkeramische Kronenversorgung in vivo empfohlen wurde (Doyle et al. 1990). Der Substanzabtrag betrug labial und palatinal 1,5 mm, approximal 1,5 mm und incisal 3 mm. Es wurde eine zirkuläre, 1 mm breite Hohlkehle und ein 2 mm hohe Dentinmanschette angelegt. Der entstandene Ferrule Effekt erhöht die Frakturfestigkeit der Zähne unabhängig vom verwendeten Stiftsystem, wobei es entscheidend ist, dass mindestens 2 mm Dentin einbezogen sind (Akkayan 2004). In anderen vergleichbaren Studien wurde die Zahnkrone ebenfalls 2 mm über dem höchsten Punkt der Schmelz- Zement- Grenze dekapitiert. Bei dieser Vorgehensweise können nach der Fassreifen- Präparation Inhomogenitäten im Bereich von Schmelzleisten < 1 mm zu strukturell geschwächten Zementfugen geführt haben. Hugo et al. (1992) berichteten von Schmelzabsplitterungen am Kavitätenrand nach Präparation mit rotierenden Instrumenten. Kavitätennahe Schmelzbereiche weisen zudem eine geringere Härte und Gefügebrauchlockerungen auf (Kröncke und Kimmerle 1962). Aus den genannten Gründen wurden die präparierten Zähne mit Feinkorndiamanten (15 µm) geglättet, da nach dem Finieren geringere Mikrorisse beobachtet wurden (Xu et al. 1997). Die Verlagerung der Präparationsgrenze nach koronal (Azer et al. 2001) wurde nicht durchgeführt, da diese Maßnahme der klinischen Behandlung nicht entspricht, bei der die Versorgung aufgrund traumatischer Ereignisse, ästhetischer Kriterien oder kariöser Prozesse oft nicht im Schmelz stattfinden kann.

6.5.3 Kronenversorgung

In einigen Studien wurde keine Überkronung vorgenommen und die Prüfkörper entweder direkt auf dem Stift oder auf dem Stumpfaufbau belastet. Cormier et al. (2001) untersuchten die Belastbarkeit von Prämolaren in unterschiedlichen Stadien der simulierten klinischen Versorgung - Stift nach Zementierung, Wurzel-Stift-Aufbau und Wurzel-Stift- Aufbau-Krone. Nach Überkronung ist die Belastbarkeit signifikant höher als für die Wurzel-Stift-Aufbau-Kombination, die wiederum signifikant höhere Werte als der Aufbaustift ohne Stumpfaufbau erreicht. Die Ergebnisse zeigen, dass die maximale Belastbarkeit und der Frakturmodus eine direkte Abhängigkeit zum jeweiligen Aufbaustadium hat.

Es wurde für jeden Zahn eine neue Krone hergestellt, was dazu geführt hat, dass die eingegliederte Versorgung von der ursprünglichen Zahnform abweicht. Dadurch kann die maximale Belastbarkeit beeinflusst worden sein, denn die Lastenverteilung wird

von der Form des Zahns mitbestimmt (Magne et al. 1999). Am oberen Frontzahn treten gleichzeitig Druck- und Zugspannungen auf, was zu einer Biegung des Zahns führt. Neben der spezifischen Materialkonstante (E- Modul) hängt das Ausmaß der Verformung vom Verhältnis der Länge zum Durchmesser ab. Mit zunehmender Länge des supraalveolären Anteils des Zahns (Hebelarm), sinkt die maximale Belastbarkeit (Gegauff 2000).

Die geforderten Keramikstärken wurden mit einer Messlehre an den zur Korrelation verwendeten Provisorien und an den geschliffenen Kronen überprüft. Die Materialstärke der Kronen entsprach in allen Dimensionen den Herstellerangaben. Es wurden Kronen hergestellt, die die gleiche Wandstärke und Höhe aufwiesen, einzig im Durchmesser unterschieden sie sich geringfügig entsprechend des individuellen Zahnquerschnitts. In vergleichbaren Untersuchungen, in denen einheitliche Masterkronen angefertigt wurden, finden sich trotz dieser Standardisierung große Streuungen der maximalen Belastungswerte. Geringere Standardabweichungen erzielten Bolhuis et al. (2001) durch eine standardisierte Präparation und Kronenherstellung im Celay- Verfahren.

Zur Kronenherstellung wurde eine Feldspatkeramik verwendet, die mit Hilfe der CAD/CAM- Technologie (Cerec 3D) verarbeitet wurde. Die vorgefertigten Keramikblöcke wurden im industriell gesinterten, hochhomogenen Zustand, der das Entstehen und Fortpflanzen von Mikrorissen vermeidet, verarbeitet (Seghi et al. 1995). Die Cerec- Technologie ist eine anerkannte Methode in der wissenschaftlichen Literatur (Bindl et al. 2003).

Alle Kronen wurden mit dem dualhärtenden Befestigungskomposit Variolink II eingesetzt. Die Vollkeramikronen wurden mit Flusssäure (HF: 5%) konditioniert und anschließend silanisiert, wobei die Ankopplung von funktionellen Gruppen des Silanhaftvermittlers an die durch die Ätzung freigelegten Si-OH-Gruppen der Keramik als oberflächliche Reaktionszentren für den chemischen Verbund mit den Methoxygruppen des Befestigungskomposits erzielt werden soll. Die Konditionierung von Vollkeramikronen für eine adhäsive Befestigung mit einem Kompositzement ist eine anerkannte Methode (Hayakawa et al. 1992, Kupiec et al. 1996). So wurden die höchsten Haftwerte bei kombinierter Keramikätzung mit 5%igem Fluorwasserstoff und anschließender Silanisierung gewonnen (Stangel et al. 1987, Stacey 1993).

6.6 Probeneinbettung

Die Zähne wurden für die beiden unterschiedlichen Untersuchungen auf verschiedene Weise eingebettet. Für die lineare Belastung bis zum Bruch wurden die Proben bis 2 mm unter die Schmelz- Zement- Grenze senkrecht zur Tischebene in den kalt-polymerisierenden Kunststoff (Paladur) gebracht, der zuvor in zylinderförmige Fräsungen des Probenhalters gegossen wurde. Die Zähne wurden mittig und senkrecht im Kunststoff positioniert. Nachdem der Kunststoff polymerisiert war, wurde die Halterung fest mit einem Standfuß verschraubt, sodass die Zähne im Winkel von 135° zur Tischebene angeordnet waren. Auf diese Weise wurde eine standardisierte Ausrichtung der Zahnlongsachse erzielt, deren signifikanter Einfluss auf die Belastbarkeit durch Loney et al. (1995) nachgewiesen wurde. Auf eine Beschichtung der Wurzeln mit Silikonlack wurde verzichtet, da diese die maximalen Belastungswerte nicht beeinflussen würde. Die Messung würde lediglich geringfügig später beginnen, nämlich wenn der Zahn maximal gegen das Silikon drückt.

Für die Kausimulation dagegen wurden die Zähne mit einer Schicht dünnfließendem A- Silikon (Flexitime) überzogen, um die Zahnmobilität im Parodont zu simulieren. Dieses Verfahren wurde auch in anderen, ähnlichen Studien angewendet (Akkayan 2004, Sterzenbach 2007). Anschließend wurden die Zähne in standardisierten Kunststoffblöcken befestigt, die in den Halterungen des Kausimulators montiert wurden, welche den Belastungswinkel vorgaben.

6.7 Replizieren der Proben und Vorbereitung für EMZ

Das Dublieren von Probezähnen zum Zwecke der Untersuchung im Elektronenmikroskop ist in der Zahnheilkunde ein etabliertes Verfahren, das häufig in Studien zur Qualität von Füllungsmaterialien genutzt wird. Es wurde in dieser Arbeit die zeitaufwendige und präzise Epon®- Technik verwendet. Epon® 812 ist der am häufigsten genutzte Einbettungskunststoff der Elektronenmikroskopie und bietet eine rasche Infiltration, einfaches Schneiden und Stabilität unter Elektronenbeschuss (Lang 2006).

6.8 Belastung

Die Vielzahl der möglichen Untersuchungsmethoden führte zu widersprüchlichen Aussagen bezüglich der günstigsten Versorgung avitaler Zähne. Untersuchungsprotokolle können meist nur einen Aspekt des Restaurationsverhaltens erkunden, was dem Praktiker zusätzlich erschwert, Entscheidungen zur Behandlung auf wissenschaftlicher Basis zu treffen (Dietschi et al. 2007).

6.8.1 Bruchversuch

Endodontisch behandelte Zähne unterliegen einem erhöhten Frakturrisiko (Fennis et al. 2002, Reeh et al. 1989). Es stellt sich die Frage, ob solche Zähne endodontisch stabilisiert werden sollten und welche Maßnahmen dazu geeignet wären. In diesem Zusammenhang ist die Frakturfestigkeit der ausgewählten Versorgung für den klinischen Einsatz von wesentlicher Bedeutung (Naumann et al. 2002). Die meisten In-vitro-Studien vergleichen die maximale Belastbarkeit von Stiftsystemen, wobei kontinuierlich steigende oder intermittierende Kräfte appliziert werden. Die linear steigende Belastung bis zum Bruch der Probe in einer Universal- Prüfmaschine ist eine anerkannte Methode um unterschiedliche Restaurationen vergleichen zu können (Naumann et al. 2002). Allerdings herrscht eine ungenügende Vergleichbarkeit zwischen den existierenden Studien, da die Versuchsparameter (Winkel der Zahnlongsachse zur Krafttrichtung, Probenanordnung, Kraftangriffspunkt, Belastungsgeschwindigkeit, belastete Komponenten) unterschiedlich gewählt wurden.

Die Proben wurden in der vorliegenden Untersuchung im Winkel von 135° zur Longsachse des Zahns belastet, was der Neutralbisslage entspricht, die häufig in der Bevölkerung zu finden ist (Coca und Schwickerath 1987). Der Kraftansatz befand sich entsprechend der Interkuspidationsposition 2- 3 mm unterhalb der Inzisalkante (Voss 1969), was in ähnlichen Studien ebenso praktiziert wurde (Akkayan und Gulmez 2002, Maccari et al. 2003). In dieser Position wirken hauptsächlich Druckkräfte auf die Krone, welche sich minimal biegt. Der Kraftansatz direkt auf der Schneidekante würde der Abbissposition und einem traumatischen Ereignis entsprechen, wobei sich erhebliche Zugspannungen in der palatinalen Konkavität zeigen würden (Magne und Belser 2002). Eine dünne Zinnfolie wurde zwischen Krone und Prüfstempel gebracht um eine gleichmäßige Kraftverteilung zu garantieren

(Rosentritt et al. 2000). Um einem subkritischen Risswachstum in Keramiken vorzubeugen, das zu niedrigen Belastungswerten führen würde (Hahn 1994), wurde eine Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min gewählt (Rosentritt et al. 2000). Höhere Geschwindigkeiten bis zu 51 mm/min geben eher die klinische Extremsituation traumatischer Ereignisse wieder und verringern die Bruchfestigkeit (Stokes und Hood 1993).

6.8.2 Kausimulation

Die Variation der Parameter einer Versuchsanordnung, wie beispielsweise die Kaufrequenz, die thermische Belastung, die Feuchtigkeit, die Art des Aufbaus, das Parodontium und die Art des antagonistischen Kontakts können ursächlich für unterschiedliche Ergebnisse im Vergleich zu anderen Untersuchungen sein. Insbesondere die Kaukraft hat einen signifikanten Einfluss auf die Frakturresistenz vollkeramischer Restaurationen (Rosentritt et al. 2006). Trotzdem ist es aufgrund der Variation der In-vivo- Kaukräfte zwischen 12 N und 70 N (Hidaka et al. 1999, Waldron et al. 1997) schwierig die optimale Kaukraft für die Untersuchung festzulegen. Die ausgewählten Proben wurden in der vorliegenden Untersuchung einer Belastung von $1,2 \times 10^6$ Zyklen mit einer Kraft von 50 N ausgesetzt.

Die Ergebnisse von Rosentritt et al. (2008) ergaben, dass bei In- vitro Untersuchungen höhere Belastungswerte für faserverstärkte Komposite langen Zeiträumen in vivo besser entsprechen, als 30 N, die bei Keramiken den klinischen Alterungsprozess besser simulieren. Der Belastungsansatz lag auf der palatinalen Fläche, 2 mm unterhalb der Inzisalkante. Simultan wurde eine Thermowechselbelastung von 10.000 Zyklen zwischen 5° und 55° durchgeführt. Diese Belastungsmethode stellt eine Modifikation auf der Grundlage der Untersuchungen von Krejci und Lutz (1990) dar und soll eine fünfjährige Funktionsperiode innerhalb der Mundhöhle simulieren (Kern et al. 1999). Eine klinische Untersuchung, die sich mit der Langzeitprognose glasfaserverstärkter Kompositstifte im Vergleich zu Titanstiftversorgungen beschäftigte (Naumann et al. 2007) ergab, dass im Patientenkollektiv innerhalb eines 2- Jahres-Zeitraums bei keiner der beiden Varianten ein Versagen der restaurierten Zähne auftrat. Diese Ergebnisse sollten allerdings mit Vorsicht interpretiert werden, da die Möglichkeit besteht, dass sich klinisch bedeutende Unterschiede zwischen der Qualität der Glasfaser- und Titanstifte erst später ergeben.

Unabhängig von der Korrelation simulierter Kauzyklen mit den tatsächlichen klinischen Gegebenheiten wird für Ermüdungstests dentaler Materialien eine minimale Anzahl von 10^6 Zyklen gefordert (Wiskott et al. 1995). Die thermische Wechsellast (Kausimulation) stellt eine dynamische Simulation der klinischen Dauerbelastung von Werkstoffen in der Mundhöhle dar. Der Winkel der Zahnachse von 135° , die Kaukraft von 50 N (Anderson und Picton 1958) und der Kraftangriffspunkt 2 mm unterhalb der Inzisalkante liegen in einem Bereich, die auch den tatsächlichen physiologisch- dynamischen Gegebenheiten entsprechen (Helkimo und Ingervall 1978, Coca und Schwickerath 1987). Die wiederholte Belastung während der Kausimulation ist obligatorisch, um die Qualität einer Restauration einschätzen zu können, da sie bezüglich des verwendeten Stiftmaterials andere Rückschlüsse impliziert als die häufig angewendete statisch lineare Belastung (Naumann et al. 2005). Klinisch wird ein Lösen der Stiftverankerung gewöhnlich nach einer Zeitspanne von einigen Jahren, aufgrund von Temperaturwechselbelastungen und dynamischen mechanischen Belastungen festgestellt (Mentink et al. 1993). Eine vorausgehende In- vitro Untersuchung ergab, dass sich die Retention des Stiftes sogar nach einem Jahr simulierter Tragezeit signifikant verringert (Balbosh et al. 2005).

6.9 Ergebnisse

Studien, in denen der zementierte Stift direkt am Aufbau ohne Kronenversorgung belastet wurde (Sorensen und Engelman 1990a, Assif et al. 1993, Butz et al. 2001, Akkayan 2004), wurden nicht mit der vorliegenden Untersuchung verglichen. Die Ergebnisse solcher Untersuchungen mögen zwar bessere Informationen über die Effekte des Stiftes liefern, können aber irreführen, denn die Auswirkungen von Krone und Ferrule Design und die Menge des Restzahnbestandes werden ignoriert. Es wurde aber nachgewiesen, dass diese den signifikanteren Einfluss auf die Belastbarkeit und die Retention einer postendodontischen Restauration haben als die Stiftlänge (Stricker und Göhring 2006) und das verwendete Stiftsystem (Torbjörner und Fransson 2004).

6.9.1 Frakturresistenz

Die Zähne der Versuchsgruppen in der vorliegenden Untersuchung erreichten abhängig von Stiftmaterial und Alterung unterschiedliche Belastungswerte. Die ermittelten Medianwerte der maximalen Belastungen des Bruchversuchs ohne vorherige Kausimulation lagen zwischen 495 N (Titan) und 650 N (Glasfaser). Damit wurde bestätigt, dass zahnfarbene Stiftsysteme im Vergleich zu metallischen Stiften vergleichbare oder sogar höhere Festigkeiten erzielen können (Rosentritt et al. 2000). Das Ergebnis, dass die Titanstifte niedrigere Frakturresistenzen aufweisen, deckt sich auch mit den Resultaten zweier Untersuchungen von Rosentritt et al. (2004 a, b). In der Studie Rosentritts (2004b) erreichte die Titanstiftgruppe ähnlich hohe Werte wie die Kontrollgruppe, die keine Stiftversorgung aufwies. Die geringen Unterschiede zwischen Titanstiftgruppe und Kontrollgruppe zeigen, dass der Verstärkungseffekt einiger Stifte limitiert ist (Ko et al. 1992, Assif et al. 1993). Auch Heydecke et al. (2001) verglichen die Frakturresistenzen oberer Incisivi mit approximalen Kavitäten sowie Vollgusskrone und fanden sogar niedrigere Werte für Zähne mit Stiftversorgung.

Die größere Stabilität der Glasfaserstifte gegenüber Belastungsversuch und Bruchversuch kann durch den niedrigen Elastizitätsmodul der Stifte, ähnlich dem Dentin und der adhäsiven Befestigung erklärt werden. Er erlaubt dem Zahn, Belastungen so zu widerstehen wie es im natürlichen Zahn geschieht, mit Stressverteilung entlang der wiederhergestellten Zahnstrukturen (Zarone et al. 2006). Materialien mit niedrigem Elastizitätsmodul wie z.B. Glasfaserstifte mit Kompositaufbauten folgen den flexiblen Bewegungen des Zahns während anfallende Belastungen an den Grenzflächen reduziert werden und das System befähigt wird, das mechanische Verhalten des natürlichen Zahns zu imitieren. Materialien mit hohem Elastizitätsmodul widerstehen ohne zu deformieren, wobei eine hohe Stresskonzentration an den Grenzflächen generiert wird (Zarone et al. 2006). Auch Hayashi et al. (2008) fanden mit Hilfe einer In- vitro- Untersuchung heraus, dass größere Kräfte nötig waren, um Glasfaserstifte zu brechen als Metallstifte, sowohl unter vertikaler (Kraftansatz 90° zur Okklusionsebene des Zahns) als auch unter schräger Belastung (Kraftansatz 45° zur Okklusionsebene des Zahns). Alle Frakturen in der Metallgruppe mit einer Ausnahme waren Risse, die während der vertikalen Belastung entsprangen und vom cervikalen zum apikalen Teil der Wurzel entlang des Stifts direkt zur Wurzelspitze verliefen. In

der Glasfasergruppe verliefen die Brüche, außer bei einem Zahn, von cervical zum mittleren Abschnitt der Wurzel entgegen dem Stiftverlauf und ohne jeden Bezug zum Stift, d.h., dass die Metallstifte unter vertikaler Belastung Wurzelfrakturen induzieren können, Glasfaserstifte diese jedoch weder initiieren noch beschleunigen. Die Zähne der Glasfaserstiftgruppe erreichten außerdem signifikant höhere Werte für die Frakturresistenz unter schräger Belastung als die Metallstifte, was ebenfalls mit den unterschiedlichen Elastizitätsmodulen erklärt werden kann. Wenn ein Stift mit hohem E-Modul mit hoher Kraft gegen das radikuläre Dentin gepresst wird, wird der anfallende Stress auf das weniger rigide Dentin übertragen. Bei einem Stift mit ähnlichem E-Modul wird das Dentin mit weniger Stress belastet, da sich der Stift verformt und damit einen Teil der Energie aufnimmt. Die Biegung des elastischen Stiftes während hoher Belastungen kann zum Verlust oder Schaden der Restauration führen, die Wurzel aber bleibt für eine mögliche Wiederversorgung intakt (Cormier et al. 2001, Maccari et al. 2003). Santos Filho et al. (2008) fanden ebenfalls einen direkten Zusammenhang zwischen dem verwendeten Stiftmaterial und auftretenden Wurzelfrakturen. Sie postulierten, dass der Stift den gleichen Elastizitätsmodul besitzen sollte wie das Wurzeldentin, um die angreifenden Kräfte verteilen und gleichmäßig entlang der Wurzel- und Stiftlänge ableiten zu können (King und Setchell 1990, Barjau- Escribano et al. 2006).

Die maximale Belastbarkeit der Zähne der vorliegenden Arbeit, die mit Glasfaserstiften versorgt wurden, übersteigt die Frakturfestigkeit der Zähne der Titanstiftgruppe, so dass sich die Frage nach einem eventuellen Verstärkungseffekt der Glasfaserstifte für postendodontisch versorgte Zähne im Vergleich zu Zähnen ohne Stift stellt. Sie hätte in der vorliegenden Arbeit mit einer Kontrollgruppe ohne Stiftversorgung beantwortet werden können und bleibt in dieser Studie jedoch ungeklärt. Vorausgehende Studien zeigen aber, dass es keinen Unterschied bezüglich der maximalen Belastbarkeit zwischen Zähnen mit Glasfaserstiftversorgung und Zähnen ohne Stift gibt (Krejci et al. 2003). Die Werte der KontrollgruppENZähne (Kompositaufbau) aus der Untersuchung Sterzenbachs (2007) zeigen, dass adhäsiv überkronte Frontzähne mit Aufbaustiften keine Vorteile bezüglich der maximalen Belastung gegenüber Zähnen mit ausschließlichem Kompositaufbau ohne zusätzliche Stiftretention aufweisen. Zu gleichen Schlussfolgerungen, allerdings für Prämolaren, kamen Bolhuis et al. (2001). Die mittleren Belastungsmaxima für den stiftfreien Kompositaufbau werden durch vergleichbare Belastungswerte in anderen Untersuchungen mit ähnli-

chem Prüfkörperdesign bestätigt (Cathro et al. 1996, Pene et al. 2001, Rosentritt et al. 2004b). Außerdem zeigen Finite Element Analysen ähnliche Kraftverteilungen im Dentin von Zähnen mit und ohne Stiftversorgung (Ho et al. 1994). Daraus kann geschlossen werden, dass der Beitrag eines Wurzelstiftes auf die maximalen Belastbarkeiten als gering einzuschätzen ist.

Für den Aufbaustift Dentin Post finden sich zwei vergleichbare In-vitro- Untersuchungen (Akkayan 2004 und Sterzenbach 2007). In der Studie von Akkayan (2004) wurden mit 978,7 N deutlich höhere Werte ermittelt, allerdings wurden obere Eckzähne mit Vollgusskronen (Wiron99) verwendet. In der Untersuchung von Sterzenbach (2007) finden sich maximale Belastungswerte von 361,6 N bis 580,4 N für den Dentin Post nach Alterung in Abhängigkeit vom Befestigungszement.

Es ist davon auszugehen, dass die Zementierung mit Phosphatzement und der hohe E- Modul der Titanstifte die niedrigeren Belastungswerte der Titanstifte verursacht haben. Neben der Stabilität des Stiftsystems (Mendoza und Eakle 1994) kann die Art der Zementierung, die für das Bonding zwischen Kompositaufbau, Zement und Dentin verantwortlich ist, Differenzen der Stabilität der Restauration verstärken (Cormier et al. 2001). In- vitro wurde gezeigt, dass die Kombination mit selbsthärtenden Befestigungskunststoffen sowohl für Glasfaser- als auch für Titanstifte geeignet ist (Naumann et al. 2007). Auch die Finite Elemente Untersuchung von Peters et al. (1983) betont die Stift- Zement- Verbindung für die Festigkeit der Gesamtkonstruktion. Eine zusätzliche Aktivierung der Stiftoberfläche mit Haftsilan verbessert nachweislich die Haftung des Verbundes (Sahafi et al. 2003, 2004). Für die mechanische Analyse neuartiger Glasfaserstifte werden die Metallstifte häufig als Kontrollgruppe genutzt (Gu und Kern 2006, Qing et al. 2007). Das Befestigungsprotokoll ist, entsprechend der verwendeten Materialien dabei oft unterschiedlich: Glasfaserstift-Kunststoff, Metallstift- Phosphatzement (Mezzomo et al. 2003, Mezzomo et al. 2006). Diese Nicht- Standardisierung der Variablen, die für diese Arbeit übernommen wurde, könnten die Ergebnisse beeinflusst haben, indem die Analyse der realen Einflussfaktoren der Studie maskiert wurden (Soares et al. 2010). Trotz des schlechten Abschneidens der Titanstifte, liegen die erreichten Bruchkräfte für beide untersuchten Systeme deutlich über den in der Literatur angegebenen Werten für die in der Mundhöhle auftretenden Kräfte. (Tabelle 6-1)

Autor, Jahr	Angaben zu Kaukräften in Mundhöhle	Erläuterung
Coca & Schwick-erath 1987	140 N	Mittlere maximale Kaukräfte im Frontzahnbereich
Kiliaris 1983	290 N	durchschnittliche Kaukräfte
Anderson 1956	7- 15 kg	Bereich der Kaukräfte
Tortopidis 1998	90 kg	Maximalwert der Kaukräfte
Laurell du Lundgren	17- 44 N	Okklusale Kräfte während Masti- kation und Schluckvorgang in prothetisch restaurierten Dentiti- onen
Rosentritt et al. 2004	140- 200 N	
Körper & Ludwig 1983	300 N	Kräfte bei Bruxismus
Paphangkorakit & Osborn 1997	90- 370 N; 50- 240 N	Maximale Kaukräfte im Front- zahnbereich männlicher Proban- den; anteriore Beißkräfte
Coca & Schwick-erath 1987	200 N	Im Extremfall auftretende Kräfte im Frontzahnbereich

Tabelle 6-1 Angaben zu Kaukräften in der Mundhöhle

Nach Kausimulation erreichten die Glasfaserstifte mit einem Medianwert von 270 N die niedrigeren Belastungswerte, was eine signifikante Verschlechterung der Werte bedeutet. Rosentritt et al. (2000) ermittelten mit 230 N für die faserverstärkten Vectris- Systeme vergleichbare Werte wie in der vorliegenden Arbeit für den glasfaserverstärkten Dentin Post. In der Gruppe der Titanstifte wirkte sich die Kausimulation nicht signifikant aus. Der Medianwert lag hier bei 435 N. Diese Werte implizieren, dass sich die künstliche Alterung deutlich stärker auf die Stabilität der Glasfaserstifte ausgewirkt haben muss als auf die Titanstifte und, dass die Titanstifte ermüdungsresistenter sind als die Glasfaserstifte. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit legen nahe, dass sich ein hoher E- Modul des Stiftes und ein höheres Alter von Glasfaserstiften negativ auf die Widerstandsfähigkeit des Zahns auswirkt. Eine Abnahme der mechanischen Eigenschaften nach TWB wurde für verschiedene Aufbaukomposite belegt (Akisli et al. 2002) und für glasfaserverstärkte Kompositstifte wurde ein Einfluss der thermischen Wechselbad- und zyklischen Belastung festgestellt (Lassila et al. 2004).

Die Vergleichbarkeit mit anderen Studienergebnissen für die lineare Belastungssteigerung ist aufgrund unterschiedlicher Prüfkörpergestaltung nur mit Einschränkungen möglich. Während Rosentritt et al. (2000) für den ER-Titanstift vergleichbare Werte erzielten, wurden von Heydecke et al. (2001) mit 1038 N eine deutlich höhere maximale Belastbarkeit für diesen Wurzelstift festgestellt. In letzterer Studie wurden, nachdem standardisierte Klasse- 3-Kavitäten mit einem Hybridkomposit gefüllt worden sind, die Zähne zur Aufnahme einer Krone (NEM) präpariert, welche mit einem Glasionomerzement befestigt wurde. Die höheren Werte sind, bedingt durch die Präparation für eine Vollgusskrone, dem geringeren Verlust an Zahnhartsubstanz zuzuschreiben, da auch die Kontrollgruppe mit einem erweiterten Kompositaufbau mit 750 N deutlich höhere Belastungswerte aufzeigte. Studien belegen, dass Zähne mit moderatem Zahnhartsubstanzverlust deutlich weniger frakturgefährdet sind. Eine Schonung des Pulpenkavumdachs als wichtiger Stabilitätspfeiler des Zahns ist daher für die Prognose des Zahns erstrebenswert. Andererseits ist die endodontische Therapie in Folge von Karies oder substanziellem Verlust an Zahnhartsubstanz nach Kronenpräparation häufig schlicht notwendig. In beiden Fällen ging schon vor der Wurzelkanalbehandlung viel Zahnmaterial verloren, sodass häufig wenig suffiziente Zahnhartsubstanz für eine adäquate funktionelle Restauration zur Verfügung steht (Stricker und Göhring 2006). In anderen Untersuchungen, die ebenfalls die orale Situation simulierten, in denen allerdings niedrigere Kaukräfte (30N) auf die Zähne ausgeübt wurden und gegossene Kronen verwendet wurden, erzielten die Titanstifte mit Kompositaufbau 450 N. Differenzen zu diesen Studien könnten aus dem Gebrauch verschiedener Materialien für Kronen und faserverstärkte Stifte und dem unterschiedlichen Versuchsaufbau resultieren.

Rosentritt et al. (2004b) untersuchten den Einfluss der Stiftversorgung auf die In- vitro Bruchfestigkeit von Frontzahnkronen, die mit Empress- 2- Kronen definitiv versorgt wurden. Sie fanden für die Glasfaserstifte (Vectris) nach Kausimulation ($1,2 \times 10^6 \times 50 \text{ N}$; 6000 TWL) mit 505 N vergleichbare Werte wie in der vorliegenden Arbeit vor Kausimulation. Die unterschiedlichen Ergebnisse im Vergleich zur vorliegenden Arbeit sind wahrscheinlich der Tatsache geschuldet, dass die Zähne in der vorliegenden Arbeit 10.000 Thermowechselnlasten (statt 6000 TWL in den Untersuchungen Rosentritts) ausgesetzt wurden. **Der Einfluss der Temperaturwechsel auf postendodontisch versorgte Zähne wurde von Yang et al. (2001) nachgewiesen.** Quelle nicht in Literatur!!! In der 2- dimensionalen Finite- Elemente- Analyse fanden

die Autoren bei nicht- metallischen Stiftversorgungen aufgrund der niedrigen thermischen Leitfähigkeit einen größeren thermischen Gradienten als bei Metallstiften. Die Temperaturunterschiede der Zementschicht bei Modellen mit Kunstharz- Aufbau waren koronal deutlich größer als in den mittleren und apikalen Regionen. Die thermische Leitfähigkeit von Metallen reicht von 66.9 J/ (mm x s °C) bis 125.5 J/ (mm x s °C), wohingegen die Leitfähigkeit von Kunstharz und Dentin 1.1 J/ (mm x s °C) und 0.6 J/ (mm x s °C) liegt (O`Brian 1997). Die hohe Leitfähigkeit der Metall- SSA reduzierte den Temperaturgradienten deutlich, was in geringerem Stress in den Restaurationsmaterialien und in den Zähnen resultierte. Eine weitere Studie Rosentritts (2004a) verglich verschiedene Glasfaserstifte unter anderem bezüglich der maximalen Belastbarkeit. Die ermittelten Bruchfestigkeiten lagen für die Glasfaserstifte mit 383 N (Fibrepost) und 668 N (Para Post White) in dem Bereich, in dem sich, mit Ausnahme der Glasfaserstiftgruppe nach Kausimulation, auch die Stifte der vorliegenden Arbeit befinden.

6.9.2 Randspaltverhalten

Ermüdungsbrüche im anterioren Frontzahngebiet des Oberkiefers werden durch Spannung hervorgerufen. Da obere Frontzähne größeren Scherkräften ausgesetzt sind als Zähne im posterioren Bereich, resultiert anterior eine höhere Anfälligkeit durch Alterung zu versagen (Torbjørner und Fransson 2004, Wiskott et al. 1997). Aufgrund dessen, dass die wiederholte Belastung auf der palatinalen Konkavität der Krone palatinal Spannung und fazial Druck verursacht, sollte ein Ermüdungsbruch des Zementes, der den Schwachpunkt zwischen Zahn und Restauration darstellt, zu Randspaltvergrößerungen am palatinalen Kronenrand führen (Torbjørner und Fransson 2004). In- vitro- Untersuchungen, die sich mit der Randspaltproblematik an postendodontisch versorgten mittleren Frontzähnen befasst haben, konzentrierten sich daher häufig auf den palatinalen Bereich der Zementfuge (Rosentritt et al. 2004 a und b, Reill et al. 2008).

Obwohl als Standardmethode anerkannt und eingesetzt (Roulet et al. 1989, Schmalz et al. 1995), wurden REM- Untersuchungen der Fugenqualität im Vergleich zu Bruchlastuntersuchungen bisher nur wenige Male am vollständig postendodontisch versorgten Zahn durchgeführt. Die REM- Untersuchung der Zementfuge erlaubt aber nicht nur eine ergänzende Bewertung der Schädigung der Stiftsysteme durch die

künstliche Alterung, sondern ist wichtig, um die Ermüdungsprozesse studieren zu können, denen ein restaurierter Zahn im oralen Milieu ausgesetzt ist. Diese sind neben traumatischen Geschehen die Ursache für das Versagen postendodontisch versorgter Zähne.

Es sind in der gesichteten Literatur einige Studien zu finden, in denen der Randspalt semiquantitativ untersucht wurde (Tabelle 2-2). Rosentritt et al. (2004 a, b) und Reill et al. (2008) studierten die palatinale Randqualität an oberen mittleren Frontzähnen, die mit glasfaserverstärkten Stiften rekonstruiert wurden vor und nach Kausimulation im Rasterelektronenmikroskop. Die Randqualität wurde danach beurteilt, ob Übergänge ohne Unterbrechungen vorlagen bzw. Ablösungen aufgrund kohäsiver oder adhäsiver Ursachen existierten. Diese Randspaltanalyse wurde für den Übergang Zement- Krone und für den Übergang Zement- Zahn durchgeführt. In beiden Bereichen fanden Rosentritt et al. (2004a, b) eine Verschlechterung der Randqualität nach Kausimulation, wobei der Übergang Zement- Zahn eine Tendenz zu einem insgesamt geringeren Anteil an perfektem Rand aufwies.

Reill et al. (2008) dokumentierten, dass das Randspaltverhalten von der Applikationsform des Aufbaumaterials mitbestimmt wird. Geschichtete Aufbauten schnitten mit 80-90% intaktem Rand und einer breiten Streuung der Werte im Vergleich zur Applikation des Füllstoffs mit Hilfe eines Kappchens schlechter ab. Dies könnte eine Erklärung für die Schwankung der Werte für die Randspaltbreite sein, die in der vorliegenden Untersuchung ebenfalls zu finden ist. Auch in den beiden Glasfaserstiftgruppen Vectris- Post und Parapost von Rosentritt et al. (2004a) war eine große Streuung der Werte zu verzeichnen, was ein Resultat der Variabilität natürlicher Zähne darstellen kann.

In der vorliegenden Arbeit ist nach Kausimulation eine Verbreiterung der Zementfuge bei beiden Stiftsystemen zu verzeichnen, die für die Glasfaserstifte signifikant ist. Blieben derartige Schäden unentdeckt und würde sich nur auf die Resultate einer linearen Belastung bezogen, könnte dies zu einer Überschätzung der Qualität der Versorgung führen und es wäre die Gefahr einer versteckten Penetration von Mikroorganismen mit der Konsequenz des Zahnverlustes gegeben. Die Verschlechterung der Randqualität nach Kausimulation bei mit Stift- Stumpf- Aufbau und Krone restaurierten Zähnen deckt sich mit den Ergebnissen anderer Autoren (Rosentritt et al. 2004a, b, Forberger und Göhring 2008). Hier kam es nach der künstlichen Alterung bei den Systemen Fibre Post und Luscent Anchors zu einer deutlichen Verschlechterung.

rung der Werte (Rosentritt et al. 2004a) bzw. wiesen alle Stiftsysteme nach TCML eine signifikante Verbreiterung der Zementfuge auf (Rosentritt et al. 2004b). Rosentritt et al. (2004b) fanden nach Kausimulation einen unterbrochenen Randspalt von 6-14% des Gesamttrandspalts. Am Übergang Zement- Krone wiesen die Titanstifte mit 14% das schlechteste Ergebnis auf. Am besten schnitten Zähne ohne Stiftversorgung ab (2%), gefolgt von Keramikstiften (7%) und Glasfaserstiften (8%). Am Übergang Zement- Zahn wiesen die Keramikstifte den signifikant größten Anteil geschädigten Randspaltes auf (12%) und die mit Titanstiften restaurierten Zähne zeigten die geringste Zunahme der marginalen Alterungsprozesse nach Kausimulation, gefolgt von den mit faserverstärkten Stiften versorgten Zähnen und Zähnen ohne Stift. Es war auffällig, dass die Applikation der spröden Keramikstifte zu einer Abnahme der marginalen Homogenität um 10% führte. Die Autoren schlussfolgerten, dass ein starrer Stift die Kräfte zum schwächsten Punkt des Systems leitet, üblicherweise dem Übergang Zement- Zahn und dass die Flexibilität des Stifts und das Bonding zu menschlichem Dentin helfen, die niedrigen Kaukräfte gleichmäßig innerhalb der restaurativen Einheit zu verteilen (Isidor et al. 1996). Am Übergang Zement- Krone zeigten Cerapost, Vectris und die Zähne ohne Stift keine signifikanten Veränderungen der Randspaltqualität. Die geringste Passgenauigkeit wurde an dieser Stelle für die Titanstifte gefunden. Es wurde vermutet, dass die Alterung der marginalen Adaptation am Übergang Zement- Zahn stattfindet und der korrespondierende Rand von Zement zu Krone geschont wird und während der Ermüdungsvorgänge das schwächste Glied versagt.

Der Grund für das unterschiedliche Randspaltverhalten von Titan- und Glasfaserstiften wird in der Literatur so erklärt, dass die Faserstifte eine gewisse Biegung unter Belastung zulassen und somit zwar eine verbesserte Spannungsverteilung zwischen Aufbaustift und Dentin gewährleisten (Bateman et al. 2003), es allerdings zur Konzentration der Kräfte zwischen Zement und Stift kommen kann, was wiederum zur Schwächung des Verbundes bzw. zum Adhäsionsverlust führen kann (Bolhuis et al. 2004). Individuelle Unterschiede der Zahnoberfläche, die Korrektheit der Abformungen und die Probenherstellung limitieren den Wert von Randspaltuntersuchungen anhand von Replikaten. Die Vorgehensweise der semiquantitativen Beurteilung des Kronenrandschlusses birgt zusätzlich den Nachteil der Subjektivität des Betrachters. In der vorliegenden Arbeit wurde der Randspalt daher rein quantitativ untersucht, um subjektive Entscheidungen einzuschränken. Außerdem wurde sich nicht nur auf ein

Teilstück der Zementfuge konzentriert, sondern der gesamte Umfang des Zahnes in Betracht gezogen. Aufgrund der komplexen Biomechanik eines mit SSA versorgten Zahnes erschien es für die vorliegende Arbeit essentiell, den gesamten Zahn zu untersuchen, um alle Auswirkungen der künstlichen Alterung ermitteln zu können. Der große Vorteil beim Betrachten des Gesamttrandspaltes liegt in der eindeutigeren Zuordnung der Randspaltbreite im Vergleich zu stichprobenartigen Untersuchungen. In der vorliegenden Untersuchung wurden von jedem Zahn digital zwei Panoramabilder (je ein Bild vor und nach Belastung) hergestellt, die aus 18 Einzelaufnahmen bei 60facher Vergrößerung des Zahnes zusammengesetzt wurden. Mit ihrer Hilfe konnten kontinuierlich alle 50 µm Abstandsmessungen zwischen Krone und Zahn durchgeführt werden. Es wurden so pro Zahn bis zu 418 Einzelmessungen durchgeführt. Mit Hilfe dieser Untersuchungsmethode wurden Daten generiert, die aufgrund ihrer Fülle der Übersicht halber in Medianwerten zusammengefasst wurden. Tatsächlich gibt es für die Randspaltbreite eine Streuung der Werte, die die Titanstiftgruppe besonders stark betrifft. Beim Betrachten der Ergebnisse fällt auf, dass die Titanstiftgruppe sowohl vor als auch nach Kausimulation breitere Randspalten sowie eine größere Streuung der Werte aufweist. Die Tatsache, dass die Randspalten der Zähne der Titanstiftgruppe vor der künstlichen Alterung schlechter abschneiden als die Zähne der Glasfaserstiftgruppe, lässt sich nur mit Ungenauigkeiten beim Herstellungsprozess der Probenkörper oder der Messung erklären. Um dies für zukünftige Untersuchungen zu vermeiden, sollten die Zähne ohne festgelegte Reihenfolge bearbeitet und untersucht werden um den Einfluss des Trainingseffekts und der Untersuchungsbedingungen gering zu halten.

Um das Randspaltverhalten übersichtlich darzustellen, wurden die Zementfugen mit Hilfe der gewonnenen Daten graphisch als Sterndiagramm dargestellt. Auf diese Weise lässt sich leicht erkennen, wo Veränderungen des Randspalts aufgrund der Kausimulation stattgefunden haben. Die Tatsache, dass die Graphen nicht vollkommen deckungsgleich verlaufen, ist darauf zurückzuführen, dass sich die Zementfuge aufgrund von Alterungsprozessen verändert hat. Für Bereiche beispielsweise, die sich vor der Kausimulation aufgrund von Überlagerungen des Befestigungskomposits breiter darstellten, konnten nach der Belastung schmalere Zementfugen ermittelt werden. Es ist als nachteilig anzusehen, dass durch die adhäsive Befestigung eine unübersichtliche Zementfuge entstanden ist, was zu Fehleinschätzungen beim Messen der Randspaltbreite geführt haben könnte.

Die Analyse ergab eine signifikante Verbreiterung des Randspalts für die palatinale Fläche der Zähne der Glasfaserstiftgruppe, die anderen Bereiche und die Randspalten der Zähne der Titanstiftgruppe verbreiterten sich nicht signifikant. Die wiederholte Applikation der simulierten Kaukräfte auf die palatinale Fläche während der künstlichen Alterung kann die Verbreiterung des Randspaltes bei allen Restaurationen hervorgerufen haben. Weiterhin können die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten zwischen Zement und Zahn/Krone ursächlich für die Verschlechterung gewesen sein. Dieses Ergebnis bestätigt die Vermutung, dass es durch die Elastizität der Glasfaserstifte im Laufe der Kausimulation zur Lockerung des Gefüges kommt. Finite Elemente Analysen haben ebenfalls ergeben, dass der größte Stress an Zähnen mit faserverstärkten Stiften cervical am Übergang Zahn- Restauration zu finden ist (Pegoretti et al. 2002). Der elastische Stift gewährt so der Restauration einen gewissen Bewegungsspielraum, wodurch das Befestigungsmaterial geschädigt wird (Forberger und Göhring 2008). Diese Hypothese wird durch klinische Daten gestützt, die bei endodontisch behandelten Zähnen, die mit faserverstärkten Stiften und Kompositfüllungen mehr Sekundärkaries verzeichneten als bei Zähnen mit Amalgamfüllungen (Mannocci et al. 2005). Auch Forberger und Göhring (2008) beobachteten die größte Verschlechterung der marginalen Kontinuität bei den wenig rigiden Glasfaserstiften. Andererseits führte der Gebrauch von Titanstiften, die mit Phosphatzement befestigt wurden, nach der künstlichen Alterung im Vergleich zu adhäsiv befestigten Keramik- oder Glasfaserstiften zu einer deutlichen Zunahme des Leakages (Reid et al. 2003). Diese Schlussfolgerung ist allerdings nur bedingt aussagekräftig und vergleichbar, da die Proben nicht mit einer Krone versorgt wurden.

Die ermittelten Medianwerte der Randspaltbreite liegen im Bereich von 62,4 µm und 116,6 µm. Vergleichbare Werte finden sich in der In- vitro- Untersuchung von Rosentritt et al. (2004b). Er ermittelte in der Studie zu Vollkeramikkrone, die auf zahnfarbenen und metallischen Stiften verankert wurden, Werte für die Breite des Randspalts zwischen 75 und 156 µm. Die exakte Breite des durchgehenden Randspalts wurde in anderen Untersuchungen nicht bestimmt, so dass kein Vergleich zu anderen vorangegangenen Studien erbracht werden kann. Bei der Frage, welche Randschlussgenauigkeiten labortechnisch und klinisch erreichbar sind und dementsprechend anzustreben sind, differieren die Meinungen der Autoren. Der geforderte (Kerschbaum et al. 1990), wenn auch klinisch nicht genügend untermauerte

Standard von 50- 200 μm Randspaltbreite wurde, wie die klinischen Nachuntersuchungen zeigen, nur selten erreicht (Müller und Pröschel 1994).

Festzuhalten bleibt, dass die Qualität der Randspalten in der Titanstiftgruppe nicht signifikant abnimmt und dass sich die Zementfuge der Glasfaserstiftgruppe zwar signifikant verschlechtert, die Werte beider Gruppen aber mit 111,9 μm (Glasfaserstifte) und 116,6 μm (Titanstifte) auch nach der simulierten Alterung von 5 Jahren im akzeptablen Bereich liegen.

7. Schlussfolgerungen

Die erste Nullhypothese, die besagt, das Stiftmaterial hätte keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit nach vollkeramischer Kronenversorgung wird mit dieser Arbeit bestätigt. Die zweite Nullhypothese, die postuliert, das Stiftmaterial hätte keinen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit nach Kausimulation kann nur für die Titanstifte bejaht werden. Für die Glasfaserstiftgruppe ergibt sich jedoch eine signifikante Verringerung der Druckfestigkeit nach Kausimulation. Die dritte Nullhypothese, die besagt, die Kausimulation hätte keinen Einfluss auf die Randqualität abhängig vom Stiftmaterial, konnte nicht bestätigt werden. Für die Glasfaserstiftgruppe wurde eine signifikante Veränderung der Randspaltbreite ermittelt. Der Randspalt der Titanstifte verbreiterte sich nicht signifikant.

Nach der Beantwortung der Nullhypothesen können folgende Schlussfolgerungen gezogen werden:

Nach einer 5- jährigen Tragedauer sind Zähne mit Glasfaserstiftversorgungen bruchgefährdeter als Zähne, die durch Titanstifte stabilisiert wurden.

Nach 5 Jahren Tragezeit vermindert sich die Biegebruchfestigkeit der mit Glasfaserstiften versorgten Zähne auf die Hälfte des Ausgangswertes. Zähne, die mit Titanstiften versorgt wurden, sind nicht so anfällig für Ermüdungsprozesse wie Zähne mit Glasfaserstiftversorgungen.

Bei Frontzahnkronen auf Glasfaserstiften ist mit einem größeren, insbesondere palatinalen Randspalt zu rechnen als bei Kronen auf Titanstiften. Dies erfordert eine sorgfältige Kontrolle der Kronenränder in den gefährdeten Bereichen. Trotz der deutlichen Verbreiterung der Zementfuge bei Zähnen mit Glasfaserstiftversorgungen, sind deren Randspaltbreiten niedriger als die der Titanstiftversorgungen.

8. Literaturverzeichnis

Akisli I, Ozcan M, Nergiz I. 2002. Resistance of core materials against torsional forces on differently conditioned titanium posts. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 88, 367-74

Akkayan B, Gulmez T. 2002. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 87, 431-7

Akkayan B. 2004. In vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fibre-reinforced and zirconia dowel systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 92, 155-62

Alves J, Walton R, Drake D. 1998. Coronal leakage: endotoxin penetration from mixed bacterial communities through obturated, post-prepared root canals. *Journal of Endodontology*; 24, 587-91

Al Wahadni A, Gutteridge DL. 2002. An in vitro investigation into the effects of retained coronal dentine on the strength of a root restored with a cemented post and partial core restoration. *International Endodontic Journal*; 35, 913-918

Anderson DJ. 1956. Measurement of stress in mastication. I. *Journal of Dental Research*; 35, 664-70

Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. 1999. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *Journal of Dentistry*; 27, 275-8

Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. 2005. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 94(4), 321-9.

Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. 1993. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 69, 36-40

Assif D, Gorfil C. 1994. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 71, 565-7

Aquilino SA, Caplan DJ. 2002. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 87, 256-63

Azer SS, Drummond JL, Campbell SD, El Moneim Zaki A. 2001. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 86, 624-31

Balbosh A, Ludwig K, Kern M. 2005. Comparison of titanium dowel retention using four different luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 94, 227-33

Balbosh A, Kern M. 2006. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 95(3), 218-223

Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. 2003. Fibre- based post systems: a review. *British dental Journal*; 195, 43-8

Baratieri LN, De Andrada MA, Arcari GM, Ritter AV. 2000. Influence of post placement in the fracture resistance of endodontically treated incisors veneered with direct composite. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 84(2):180-4.

Barjau- Escribano A, Sanco- Bru JL, Forner Navarro L, Rodriguez- Cervantes PJ, Perez- Gonzalez A, Sanchez- Marin FT. 2006. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength und stress distribution. *Operative Dentistry*; 31, 47- 54

Bello A, Jarvis RH. 1997. A review of aesthetic alternatives for the restoration of anterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 78, 437-40

Ben-Ur Z, Zimmermann AM. 1983. Screw-type root canal post systems - accuracy and strength of root canal walls. *Quintessenz*; 34, 1325-32

Bergman B; Lundquist P, Sjorgen U, Sundquist G. 1989. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 61, 10-5

Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. 2003. Fracture load of CAD/CAM-generated slot-inlay FPDs. *International Journal of Prosthodontics*; 16(6):653-60.

Bolhuis HPB, De Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL. 2001. Fracture strength of different core build-up designs. *American Journal of Dentistry*; 14:286-90

Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. 2004. Influence of fatigue loading on four post- and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence International*; 35, 657-67

Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. 2006. Stress distribution in a post- restored tooth using the three- dimensional finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation*; 33, 690-7

Böttger H, Rosenbauer KA, Pospiech P. 1988. Vergleichende rasterelektronenmikroskopische Randspaltnmessungen von verblendeten und unverblendeten Metallkronen und Dikor- Glaskeramikkronen. *Zahnärztliche Welt* 97,445

Bouillaguet S, troesch S, Wathaha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. 2003. Micro-tensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dental Materials*; 19, 199-205

Braga NM, Paulino SM, Alfredo E, Sousa- Neto MD, Vansan LP. 2006. Removal resistance of glass- fiber and metallic cast posts with different lengths. *Journal of Oral Science*; 48, 15-20

Burns DA, Krause WR, Douglas HB, Burns DR. 1990. Stress distribution surrounding endodontic posts. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 64, 412-8.

Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. 2001. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*; 14, 58-64

Caplan DJ, Kolker J, Rivera EM, Walton RE. 2002. Relationship between number of proximal contacts and survival of root canal treated teeth. *International Endodontic Journal*; 35, 193-199

Caputo AA, Hokama SN. 1987. Stress and retention properties of a new threaded endodontic post. *Quintessence International*; 18,431-5

Cathro PR, Chandler NP, Hood JA. 1996. Impact resistance of crowned endodontically treated central incisors with internal composite cores. *Endodontics and Dental Traumatology*; 12, 124-128

Chailertvanitkul P, Saunders WP, Mackenzie D. 1996. An assessment of microbial coronal leakage in teeth root filled with gutta-percha and three different sealers. *International Endodontic Journal*; 29, 387-92

Christensen GJ. 1998. Posts and cores: state of the art. *Journal of the American Dental Association*; 129, 96-7

Cohen BI, Deutsch AS, Musikant BL. 1993. Cyclic fatigue testing of six endodontic post systems. *Journal of Prosthodontics*; 2, 28-32

Cohen BI, Pagnillo MK, Condos S, Deutsch AS. 1995. Comparison of torsional forces at failure for seven endodontic post systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 74, 350-7

Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. 1998. Retention of three endodontic posts cemented with with five dental cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*;79, 520-5

Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. 2000. Retention of an core material supported by three post head designs. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 83, 624-8

Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. 2000b. Pilot study of the cyclic fatigue characteristics of five endodontic posts with four core materials. *Journal of Oral Rehabilitation*;27:83-92.

Cormier CJ, Burns DR, Moon P. 2001. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *Journal of Prosthodontics*; 10, 26-36

Creugers NH, Mentink AG, Kayser AF. 1993. An analysis of durability data on post and core restorations. *Journal of Dentistry*; 21, 281-4

Cruz- Filho AM, Souza neto MD, saquy PC, Pecora JD. 2001. Evaluation of the effect of EDTAC, CDTA and EGTA on radicular dentin microhardness. *Journal of Endodontology*; 27, 183-184

Dallari A, Rovatti L. 1996. Six years of in vitro/ in vivo experience with Composipost. *Compend Contin Educ Dent Suppl*; 57-63

Dean JP, Jeansonne BG, Sarkar N. 1998. In vitro evaluation of a carbon fiber post. *Journal of Endodontology*; 24, 807-10

Decock V, de Nayer K, de Boever JA, Dent M. 1996. Eighteen year longitudinal study of cantilevered fixed restorations. *International Journal of Prosthodontics*; 9, 331-40

DeLong R, Douglas WH. 1991. An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*; 38, 339-45

DeLong R, Douglas WH. 1983. Development of an artificial oral environment for testing dental restoratives: bi axial force and movement control. *Journal of Dental Research*; 62, 32-6

De Munck, J Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. 2004. Bonding of an auto- adhesive luting material to enamel and dentin. *Dental Materials*; 20, 963-71

De Rijk WG. 2000. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. *American Journal of Dentistry*; 13, 19B-21B

Dietschi D, Ardu S, Rossier- Gerber A, Krejci I. 2006. Adaptation of adhesive post and cores to dentin after in vitro occlusal loading: evaluation of post material influence. *Journal of Adhesive Dentistry*; 8, 409-419

Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. 2007. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature- part 1. composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence International*; 38, 733-743

Dietschi D, Romelli M, Goretti A. 1997. Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. *International Journal of Prosthodontics*; 10, 498-507

Dietschi D, Romelli M, Goretti A. 1996. Evaluation of post and cores in the laboratory: rationale for developing a fatigue test and preliminary results. *Compend Contin Educ Dent Suppl*: 65-73

Donath K, Roth K. 1987. Histologisch – morphometrische Studie zur Bestimmung des zervikalen Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen. *Z Stomatol* 84, 53-73

Doyle MG, Goodacre CJ, Munoz CA, Andres CJ. 1990. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 3. *International Journal of Prosthodontics*; 3: 327-40

- Dreyer Jørgensen K. 1958. Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift; 13, 461-469
- Drummond JL. 2000. In vitro evaluation of endodontic posts. American Journal of Dentistry ;13, 5B-8B
- Drummond JL, Toepke TR, King TJ. 1999. Thermal and cyclic loading of endodontic posts. European Journal of Oral Sciences; 107, 220-4
- Duret B, Reynaud M, Duret F. 1990. New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost (1). Chir Dent Fr; 60, 131-41 contd
- Dünninger P, Einwag J, Sitter H. 1991. Reproduzierbarkeit von Messungen zur Ergebnisqualität zahnärztlicher Füllungen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift; 46, 212-214
- Düsterhus Th. 1980. Untersuchungen über den zervikalen Randschluß von Gußkronen an extrahierten überkronten Zähnen. [Dissertation], Münster
- Edelhoff D, Spiekermann H, Yildirim M. 2000. Klinische Erfahrungen mit konfektionierten Wurzelstiften und individuellen Stumpfaufbauten aus Keramik. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift; 55, 746-50
- Eichner K. 1989. Kronenrand und Parodontium. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 44, 737-741
- Eichner K. Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. 1963. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift; 18, 915-24
- Eckerbom M, Magnusson T, Martinsson T. 1991. Prevalence of apikal periodontitis, crowned teeth and teeth with posts in a swedish population. Endodontics and Dental Traumatology; 7, 214-220
- Erpenstein H, Kerschbaum Th, Fischbach H. 1992. Verweildauer und klinische Befunde bei Kronen und Brücken. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift; 47, 315-319
- Farik B, Munksgaard EC. 1999. Fracture strength of intact and fragment-bonded teeth at various velocities of the applied force. European Journal of Oral Sciences; 107, 70-3.
- Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. 1991. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. Journal of Prosthetic Dentistry; 65, 357-364
- Felton DA, Webb EL, Kanoy BE, Dugoni J. 1991. Threaded endodontic dowels: effect of post design on incidence of root fracture. Journal of Prosthetic Dentistry; 65, 179-87
- Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Roeters FJ, Creugers NH, Burgersdijk RC. 2002. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. The International Journal of Prosthodontics; 15, 559-63

- Fernandes AS, Dessai GS. 2001. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *International Journal of Prosthodontics*; 14, 355-63
- Ferrari M, Cagidiaco MC, Grandini , De Sanctis M, Goracci C. 2007. Post placement affects survival of endodontically treated premolars. *Journal of Dental Research*; 86, 729-734
- Ferrari M, Mason PN, Goracci C, Pashley DH, Tay FR. 2004. Collagen degradation in endodontically treated teeth after clinical function. *Journal of Dental Research*; 83, 414-419
- Ferrari M, Scotti R. 2002d. Chapter 4: Composition, microstructure and morphology of posts. In: *Fiber Posts*. Masson S.p.A., Miland, Italien
- Finger WJ, Ahlstrand WM, Fritz UB. 2002. Radiopacity of fiber-reinforced resin posts. *American Journal of Dentistry*; 15, 81-4
- Fischer H, Edelhoff D, Marx R. 1998. Beanspruchbarkeit von Zirkonoxid-Wurzelstiften. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*; 53, 854
- Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creughers NH. 2004. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal an ceramic post-and-core systems. *International Journal of Prosthodontics*; 17, 476-82
- Forberger N, Göhring TN. 2008. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of Lithia disilicate- based all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 100, 264-273
- Fouchard P. 1743. *The surgeon dentist*. 2 th ed, ButterWorth, London
- Gegauff AG. 2000. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 84, 169-79
- Ghazy M, El- Mowafy O, Roperto R. 2010. Mikroleakage of porcelain and composite machined crowns cemented with self- adhesive or conventional resin cement. *Journal of Prosthodontics*; 19, 523-530
- Goodis HE, Marshall GW Jr, White GM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. 1993. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dental Materials*; 9, 79-84
- Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M. 2004. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *European Journal of Oral Sciences*; 112, 353-61
- Goto Y, Nicholls JI, Phillips KM, Junge T. 2005. Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel-and-core systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 93, 45-50

Gräf W. 1960. Die thermische Belastung der Zähne beim Verzehr extrem heißer und kalter Speisen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift; 15, 30-34

Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. 2005. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. Dent Mater; 21, 75-82

Grigoratos D, Knowles J, Ng YL, Gulabivala K. 2001. Effect of exposing dentin to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elasticity modulus. International Endodontic Journal; 34, 113-119

Gutmann JL. 1992. The dentin root- complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. Journal of Prosthetic Dentistry; 67, 458-67

Gu XH, Kern M. 2006. Fracture resistance of crowned incisors with different post systems and luting agents. Journal of Oral Rehabilitation; 33, 918-923

Hagge MS, Wong RD, Lindemuth JS. 2002a. Effect of three root canal sealers on the retentive strength of endodontic posts luted with a resin cement. International Endodontic Journal; 35, 372-8

Hahn R. 1994. Vollkeramische Einzelzahnrestaurationen. [Habilitation]

Hatzikyriakos AH, Reisis GI, Tsingos N. 1992. A 3- year postoperative clinical evaluation of post and cores beneath existing crowns. Journal of Prosthetic Dentistry; 67, 454-8

Hayashi M, Sugeta A, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. 2008. Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post- cores. Dental Materials; 24, 2278-1186

Hayakawa T, Horie K, Aida M. 1992. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. Dental Materials; 8, 238-40

Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. 2006. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post- cores and crowns. Dental Materials; 22, 477-85

Helfer AR, Meinick S, Schilder H. 1972. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology; 34, 661-670

Heydecke G, Peters M. 2002. The restoration of endodontically single rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. Journal of Prosthetic Dentistry; 87, 380-386

Heydecke G, Butz F, Hussein M, Strub J. 2002. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post and core systems. Journal of Prosthetic Dentistry; 87, 438-445

Heydecke G, Butz F, Strub JR. 1999. Einfluß des endodontischen Aufbaus auf die Frakturfestigkeit überkronter Frontzähne. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift; 54, 637-40

Heydecke G, Butz F, Strub JR. 2001. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in vitro study. Journal of Dentistry; 29, 427-433

Hickel R, roulette JF, Bayne S, heintze SD, Mjor IA, Peters M et al. 2007. recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Clinical Oral Investigations. [ahead of printing]

Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. 1999. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area and average bite pressure. Journal of Dental Research; 78, 1336-433

Holmes R, Bayne S C, Holland G A, Sulik W D. 1989. Considerations in measurement of marginal fit. Journal of Prosthetic Dentistry 62, 405-408

Ho MH, Lee SY; Chen HH, Lee MC. 1994. Three- dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. Journal of Prosthetic Dentistry; 72, 367-72

Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. 1992. Effect of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. Journal of Endodontology; 18, 209-215

Hugo B, Lussi A, Hotz P. 1992. The preparation of enamel margin beveling in proximal cavities. Schweizerische Monatsschrift Zahnmedizin; 102, 1181-8

Hulsmann M, Heckendorff M, Shafers F. 2002. Comparative in- vitro evaluation of three chelatores pastes. International Endodontic Journal; 35, 668-679

Hummert T, Barghi N, Berry T. 1992. Post cementation marginal fit of a new ceramic foil crown system. Journal of Prosthetic Dentistry 68, 766-770

Hunter AJ, Hunter AR. 1990. Gingival crown margin configurations: A review and discussion. Part I Terminology and widths. Journal of Prosthetic Dentistry 64, 548-552

Hyusman MC, Peters MC, , Van der Varst PG, Plasschaert AJ. 1993. Failure behaviour of fatigue- tested post and cores. International Endodontic Journal; 26, 294-300

Iqbal MK, Johansson AA, Akeel RF, Bergenholtz A, Omar R. 2003. A retrospective analysis of factores associated with the periapical status of restored, endodontically treated teeth. International Journal of Prosthodontics; 16, 31-8

Isidor F, Oedman P, Brondum K. 1996. Intermittent loading of teeth restored using pre-fabricated carbon-fiber posts. International Journal of Prosthodontics; 9, 131-136

Janssen U, Hülsmann M. 2003. Das Bruchlastverhalten endodontisch verankerter Aufbauten mit dem Wurzelstiftsystem Luscent-Anchor und Perma-tex im In-vitro-Test. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift; 58, 331-36

Jung SH, Min KS, Chang HS, Park SD, Kwon SN, Bae JM. 2007. Mikroleakage and fracture patterns of teeth restored with different posts under dynamic loading. Journal of Prosthetic Dentistry; 98, 270-276

Takehashi Y, Luthy H, Naef R, Wohlwend A, Scharer P. 1998. A new all-ceramic post and core system: clinical, technical, and in vitro results. International Journal Periodontics and Restorative Dentistry; 18, 586-93

Kelly JR. 1999. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. Journal of Prosthetic Dentistry; 81:652-61.

Kern M, Knode H. 1991. Posts and cores fabricated out of In-Ceram - direct and indirect methods. Quintessenz Zahntechnik; 17, 917-25

Kern M, Strub JR, Lü X-Y. 1999. Wear of composite resin veneering materials in a dual- axis chewing simulator. Journal of Oral Rehabilitation; 26, 372-378

Kerschbaum Th, Mentler-Koser M, Stender E. 1990. Qualitätskontrolle mit der Zahnärztlichen Sonde? Zahnärztliche Mitteilungen 80, 2200-2210

Kerschbaum Th, Porschen C. 1998. Kronenrandschluss und –Konturqualität in fünf Dentallaboratorien. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift; 53, 620-623

Khayat A, Lee SJ, Torabinejad M. 1993. Human saliva penetration of coronally unsealed obturated root canals. Journal of Endodontology; 19, 458-61

Kidd EAM. 1976. Mikroleakage: a review. Journal of Dentistry; 4, 199-205

King PA, Setchell DJ. 1990. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. Journal of Oral Rehabilitation; 17, 599- 609

Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. 2003. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re- evaluation of the dental literature. Critical Reviews in Oral Biology and Medicine; 14, 13-29

Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC.1992. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. Journal of Prosthetic Denistry; 68, 421-7

Kohal RJ, Pelz K, Strub JR 2004. Effect of different crown contours on periodontal health in dogs. Journal of Dentistry; 32, 153-159

Koutayas SO, Kern M. 1999. All-ceramic posts and cores: the state of the art. Quintessence International; 30, 383-92

- Krejci I, Duc O, Dietschi D, de Campos E. 2003. Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts. *Operative Dentistry*; 28(2), 127-35
- Krejci I, Lutz F. 1990. In vitro Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 3. Korrelation mit in vivo Resultaten. *Schweizerische Monatsschrift Zahnmedizin*; 100, 1445-45
- Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. 1990. An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer controlled mastication simulator. *Schweizerische Monatszeitschrift Zahnmedizin*; 100, 953-960
- Kröncke A, Kimmerle G. 1962. Über die Härte des kavitätennahen Zahnschmelzes nach konventioneller und höchsttouriger Präparation. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*; 17, 1158-63
- Kupiec KA, Wuertz KM, Barkmeier WW, Wilwerding TM. 1996. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 76, 119-24
- Kwiatkowski S, Geller W. 1989. A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core. *International Journal of Prosthodontics*; 2, 51-5
- Lambjerg- Hansen H, Asmussen E. 1997. Mechanical Properties of endodontic posts. *Journal of endodontic Posts. Journal of Oral Rehabilitation*; 24, 882-887
- Lang G. 2006. Histotechnik: Praxislehrbuch für die Biomedizinische Analytik. Wien, New York: Springer Verlag
- Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. 2004. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dental Materials*; 20, 29-36
- Lassila LV, Tezvergil A, Lahdenpera M, et al. Evaluation of some properties of two fiber- reinforced composite materials. *Acta Odontologica Scandinavica*; 63, 196-204
- Laurell L, Lundgren D. 1984. A standardized programme for studying the occlusal force pattern during chewing and biting in prosthetically restored dentitions. *Journal of Oral Rehabilitation*; 11, 39-44
- Leinfelder KF. 1998. Current status of dentin adhesive systems. *Alpha Omegan Journal*; 20, 463-469
- Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. 2001. Meta- analytical review of factors involved in dentin adherence. *Journal of Dental Research*; 80, 1605-1614
- Letzner G. 2008. Moderne Wurzelstiftsysteme: Die Vorteile aus Sicht des Praktikers. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*; 63, 11
- Lewinstein I, Grajower R. 1981. Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *Journal of Endodontology*; 7, 421-422

Libman WJ, Nicholls JI. 1995. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *International Journal of Prosthodontics*; 8, 155-161

Llena- Puy MC, Forner- Navarro L, Barbero- Navarro I. 2001. Vertical root fracture in endodontically treated teeth: a review of 25 cases. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*; 92- 553-5

Loney RW, Moulding MB, Ritsco RG. 1995. The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crowns. *International Journal of Prosthodontics*; 8, 247-51

Lopes M, Sinhoreti M, Sinhoreti M, Correr Sobrinho L. 2003. Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesquisa Odontologica Brasileira*; 17, 171-5

Lynch CD, Burke FM, Ní Ríordáin R, Hannigan A. 2004. The influence of coronal restoration type on the survival of endodontically treated teeth. *European Journal of Prosthodontic Restorative Dentistry*; 12(4), 171-6

Maccari PC, Conceicao EN, Nunes MF. 2003. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*; 15, 25-31

Magne P, Belser U. 2002. Kapitel 1. In: *Adhäsiv befestigte Keramikrestaurationen*. Berlin, Quintessenz Verlag

Magne P, Versluis A, Douglas WH. 1999. Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 81, 345-55

Mannocci F, Sherriff M, Ferrari M, Waton TF. 2001a. Microtensile bond strength and confocal microscopy of dental adhesives bonded to root canal dentin; *Journal of Dentistry*; 14, 200-204

Mannocci F, Sherriff M, Watson TF. 2001c. Three-point bending test of fiber posts. *Journal of Endodontology*; 27, 758-61

Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. 1999. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon- quartz fiber and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *The Journal of Adhesive Dentistry*; 1, 153-8

Mannocci F, Qualtrough AJ, Worthington HV, Watson TF, Pitt Ford TF. 2005. Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or with fiber posts and resin composite: five year results. *Operative Dentistry*; 30, 9-15

Marxkors R. 1984. Der Kronenersatz. In Haunfelder, D., Hupfauf, L., Ketterl, W., Smuth, G. (Hrsg.): *Praxis der Zahnheilkunde*. München. Urban und Schwarzenberg,

Marxkors, R., Ferger, P. 1989. Qualitätsfragen, In: *Referate 3. Schriftenreihe der Zahnärztekammer Westfalen Lippe, Wessels, Greven*; 159-167

- Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. 1997. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 78, 10-4
- Mendoza DB, Eakle WS. 1994. Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 72, 591-594
- Mentink AGB; Creugers NH, Meeuwissen R, Leempoel PJ, Kayser AE. 1993. Clinical performance of different post and core systems- results of a pilot study. *Journal of Oral Rehabilitation*; 20, 577-84
- Mentink AG, Meeuwissen R, Kayser AF, Mulder J. 1993b. Survival rate and failure characteristics of the all metal post and core restoration. *Journal of Oral Rehabilitation*; 20, 455- 461
- Mezzomo E, Massa F, Libera SD. 2003. Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements: an in vitro study. Part I. *Quintessence International*; 34, 301-6
- Mezzomo E, Massa F, Suzuki RM. 2006. Fracture resistance of teeth restored with two different post- and- core designs fixed with two different luting cements: an in vitro study. Part II. *Quintessence International*; 37, 477-484
- Monticelli F, Goracci C, Ferrari M. 2004. Micromorphology of the fibre post- resin core unit: a scanning electron microscopy evaluation. *Dental Materials*; 20, 176-83
- Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. 2003. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *International Journal of Prosthodontics*; 16(6), 593-6
- Morgano SM, Milot P. 2003. Clinical success of cast metal posts and cores. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 70, 11-16
- Morgano SM. 1996. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 75, 375-80
- Morneburg Th, Müller N, Grosse-Jüttermann D. 1995. Passgenauigkeit im Studentenkurs gefertigter Kronen – eine Nachuntersuchung. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 50, 756-759
- Müller N, Pröschel P. 1994. Kronenrand und parodontale Reaktion. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*; 49, 30-36
- Nakano F, Takahashi H, Nishimura F. 1999. Reinforcement mechanism of dentin mechanical properties by intracanal medicaments. *Dental Material Journal*; 18, 304-313
- Naumann M, Blankenstein F, Kießling S, et al.: *European Journal of Oral Sciences* 2005a

Naumann M, Blankenstein F, Lange KP. 2002. Vorschlag zur Standardisierung von in- vitro- Belastbarkeitsuntersuchungen an endodontisch behandelten Zähnen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift; 57, 554- 557

Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. 2005. Survival of glass fibre reinforced composite post restoration after 2 years- an observational clinical study. Journal of Dentistry; 33, 305-12

Naumann M, Lange K-P. 2003. Ansichten und Techniken zur Rekonstruktion endodontisch behandelter Zähne- eine Umfrage unter Zahnärzten im Bundesgebiet. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift; 58, 280-85

Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watzke R, Sterzenbach G, Bayne S, Rosentritt M. 2009. Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post- endodontic restorations: a structured review. Journal of Oral Rehabilitation; 36, 299-312

Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. 2007. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. Dental Materials; 23, 138-144

Naumann M, Preuss A, Rosentritt M. 2006. Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with fibre posts, composite build- ups and all- ceramic crowns, an in vitro evaluation after chewing simulation. Acta Odontologica Scandinavica; 64, 31-6

Naumann M, Rosentritt M, Preuss A, Dietrich T. 2006b. The effect of alveolar bone loss on the load capability of restored endodontically treated teeth: a comparative in vitro study. J Dent; 34(10), 790-5

Naumann M, Sterzenbach G, Franke A, Dietrich T. 2007. Randomized controlled clinical pilot trial of titanium versus glass fiber prefabricated posts: preliminary results after up to 3 years. International Journal of Prosthodontics; 20; 499- 503

Naumann M, Sterzenbach G, Pröschel P. 2005. Evaluation of load testing of postendodontic restorations in vitro: linear compressive loading, gradual cycling loading and chewing simulation. Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials; 74, 829-834

Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. 2008. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary?. Journal of Endodontology; 34, 1006-1010

Nergiz I. 2008. Moderne Wurzelstiftsysteme: Kriterien für den richtigen Einsatz. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift; 63 (11)

Nergiz I, Schmager P. 2004. Wurzelstifte im Wandel der Zeit. Endodontic Journal; 1, 10-17

Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. 2003. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post- and- core systems. Journal of Prosthetic Dentistry; 89,360-7

Nissan J, Dmitry Y, Assif D. 2001. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 86, 304- 8
O'Brian WJ. 1997. *Dental Materials: Properties and selection*. 2nd ed. Chicago(IL); Quintessence; 335-98

Ortega VL, Pegoraro LF, Conti PC, do Valle AL, Bonfante G. 2004. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars, restored with ceromer or heat-pressed ceramic inlays and fixed with dual-resin cements. *Journal of Oral Rehabilitation*. ; 31(4), 393-7

Ozcan M, Vallittu PK. 2003. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*; 19, 725-31

Palamera JE, Wilson PR, Thomas CD, Messer HH. 2000. A new imaging technique for measuring the surface strains applied to dentin. *Journal of Dentistry*; 28, 141-146

Papa J, Cain C, Messer HH. 1994. Moisture content of vital versus endodontically treated teeth. *Endodontics and Dental Traumatology*; 10, 91-3

Paul SJ, Werder P. 2004. Clinical success of zirconium oxide posts with resin composite or glass-ceramic cores in endodontically treated teeth: a 4-year retrospective study. *International Journal of Prosthodontics*;17(5):524-8.

Pene JR, Nicholls JI, Harrington GW. 2001. Evaluation of fiber-composite laminate in the restoration of immature, nonvital maxillary central incisors. *Journal of Endodontology*; 27, 18-22

Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. 2002. Finite element analysis of al glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*; 23, 2667-82

Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. 2002 Adhesive post- endodontic restorations with fiber posts: push- out tests and SEM observations. *Dental Materials*; 18, 596-602

Peters MCRB, Poort HW, Farah JW. 1983. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *Journal of Dental Research*; 62, 760

Purton DG, Love RM, Chandler NP. 2000. Rigidity and retention of ceramic root canal posts. *Operative Dentistry*; 25, 223-7

Prostodontics TNCotAo. 1994. The glossary of prosthodontic terms. Ed. 6. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 71, 72

Presern F A, Strub JR. 1983. Inlay versus Onlay. Eine klinische und röntgenologische Nachuntersuchung. *Schweizerische Monatsschrift Zahnheilkunde*; 93, 154-162

Quing H, Zhu Z, Chao Y, et al. 2007. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts; *Journal of Prosthetic Dentistry*; 97, 93-98

- Quintas AF, Dinato JC, Bottino MA. 2000. Aesthetic posts and cores for metal-free restoration of endodontically treated teeth. *Pract Periodontics and Aesthetic Dentistry*; 12, 875-84
- Randow K, Glantz PO. 1986. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. *Acta Odontol Scand*; 1986; 44(5), 271-7
- Raygot CG, Chai J, Jameson DL. 2001. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with carbon fiber- reinforced resin post system in vitro. *International Journal of Prosthodontics*; 14, 141-5
- Ray HA, Trope M. 1995. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *International Endodontic Journal*; 28, 12-8
- Reagan SE, Fruits TJ, Van Brunt CL, Ward CK. 1999. Effects of cycling loading on selected post- and- core systems. *Quintessence International*; 30, 61-7
- Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. 1989. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontology*; 15, 512-6.
- Rehberg HJ. 1971. Exakter Randschluß – was ist das? *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*; 26, 696-699
- Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. 2003. Effect of fatigue testing on core integrity and post mikroleakage of teeth restored with different post systems. *Journal of Endodontology*; 29, 125-131
- Reill MI, Rosentritt M, Naumann M, Handel G. 2008. Influence of core material on fracture resistance and marginal adaptation of restored root filled teeth. *International Endodontic Journal*; 41, 424-430
- Rivera EM, Yamauchi M. 1993 Site comparisons of dentine collagen cross- links from extracted human teeth. *Archives of Oral Biology*; 38, 541-546
- Rolf KC, Parker MW, Pelleu GB. 1992. Stress analysis of five prefabricated endodontic dowel designs: a photoelastic study. *Operative Dentistry*; 17, 86-89
- Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. 2006. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dental Materials*; 22, 176-82
- Rosentritt M, Behr M, Kujat A, Sikora M, Handel G. 2004a. Einfluss der Stiftversorgung auf die In-vitro- Bruchfestigkeit und Randqualität von Frontzahnkronen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*; 59, 311- 314
- Rosentritt M, Fürer C, Behr M, Lang R, Handel G. 2000. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *Journal of Oral Rehabilitation*; 27, 595-601

- Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. 2004c. Influence of cement type on the marginal adaptation of all- ceramic MOD inlays. *Dental Materials*; 20, 463-469
- Rosentritt M, Leibrock A, Lang R, Behr M, Scharnagl P, Handel G. 1997. Apparatur zur Simulation des Kauorgans (Regensburger Kausimulator). *Materialprüfung*; 39, 77-80
- Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck S, Handel G. 2008. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *Journal of Dentistry*; 36; 1048-1053
- Rosentritt M, Sikora M, Behr M, Handel G. 2004b. In vitro fracture resistance and marginal adaptation of metallic and tooth- coloured post systems. *Journal of Oral Rehabilitation*; 31, 675-681
- Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. 1989. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscopy. *Scanning Microscopy*; 3, 147-158
- Sahafi A, Peutzfeld A, Ravnholt G, Asmussen E, Gotfredsen K. 2005. Resistance to cyclic loading of teeth restored with posts. *Clinical Oral Investigations*; 9, 84-90
- Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. 2003. Bond strength of resin cement to dentin and surface treated- posts of titanium alloy, glass fiber and zirconia. *Journal of Adhesive Dentistry*; 5, 153-162
- Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. 2004. Retention and failure morphology of prefabricated posts. *International Journal of Prosthodontics*; 17, 307-312
- Santos- Filho PCF, Gastro CG, Silva GR; Campos RE, Soares CJ. 2008. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *International Endodontic Journal*; 41, 493-501
- Saunders WP, Saunders EM. 1994. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Endodontics and Dental Traumatology*; 10,105-8
- Schmage P, Ozcan M, McMullan-Vogel C, Nergiz I. 2005. The fit of tapered posts in root canals luted with zinc phosphate cement: a histological study. *Dental Materials*; 21(9): 787-93.
- Schmalz G, Ferderlin M, Reich E. 1995. Effect of dimension of luting space and luting composite on the marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 73, 392-399
- Schwartz RS, Robbins JW. 2004. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *Journal of Endodontology*; 30: 289-301.
- Schwartz RS, Robbins JW, Solomon CS. 2004. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *Journal of Endodontology*; 30: 289-301
- Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. 1997. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 78, 5-9.

Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *Journal of Endodontology*; 18, 332-335

Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. 1995. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995;74(2):145-50

Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. 2004. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*; 97, 381-7

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. 1997. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3rd ed. Chicago (IL); Quintessence, 194-209

Silness J, Gustavsen F, Hunsbeth J. 1979. Distribution of corrosion products in tooth restored with metal crowns retained by stainless steel posts. *Acta Odontologica Scandinavica*; 37, 317-21

Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. 1997. An in vitro evaluation of a carbon fiber- based post and core system. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 78, 5-9

Sim TP, Knowles J, NG YL, Shelton J, Gulabivala K. 2001. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *International Endodontic Journal*; 33, 120-132

Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. 1999. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post- and-core systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 81, 262-9

Smith CT, Schumann NJ, Wasson W. 1998. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated dowel and core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence International*; 29, 305-312

Soares CJ, Raposo LHA, Soares PV, Santos- Filho PCF, Menezes MS, Soares PBF, Magalhaes D. 2010. Effect of different cements on the biomechanical behavior of teeth restored with cast dowel- and-cores-- in vitro and FEA Analysis. *Journal of Prosthodontics*; 19, 130-137

Sokol DJ. 1984. Effective use of current core and post concepts. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 52, 231-4

Sorensen J, Ahn S, Berge H, Edelhoff D. 2001. Selection criteria for post and core materials in the restoration of endodontically treated teeth. *Proceedings of Conference on Scientific Criteria for Selection Materials and Techniques in Clinical dentistry*; 15, 67-84

Sorensen JA, Engelman MJ. 1990a. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 64:419-24.

Sorensen JA, Engelman MJ. 1990b. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 63:529-36.

Sorensen JA, Martinoff JT. 1984a. Clinically significant factors in dowel design. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 52, 28-35.

Sorensen JA, Martinoff JT. 1984b. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 51, 780-4

Spiekermann H. 1986. Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 41, 1015-1019

Stacey GD. 1993. A shear stress analysis of the bonding of porcelain veneers to enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 70, 395-402

Standlee JP, Caputo AA. 1992a. Endodontic dowel retention with resinous cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 68, 913-7

Standlee JP, Caputo AA. 1992b. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 68, 436-42.

Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. 1972. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*; 33, 952-60

Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert KC. 1980. The retention and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 44, 398-404

Stangel I, Nathanson D, Hsu CS. 1987. Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *Journal of Dental Research*; 66, 1460-5

Städtler P, Wimmershoff M, Shookoi H, Wernisch J. 1995. Kraftübertragung von vorgefertigten Wurzelkanalstiften. *Schweizerische Monatsschrift Zahnmedizin*; 105, 1418-1424

Sterzenbach G. 2007. Glasfaserverstärkte Kompositstifte zur postendodontischen rekonstruktion oberer mittlerer Schneidezähne mit Vollkeramikronen [Dissertation]. Medizinische Fakultät Charite- Universitätsmedizin Berlin

Stokes AN, Hood JA. 1993. Impact fracture characteristics of intact and crowned human central incisors. *Journal of Oral Rehabilitation*; 20, 89-95

Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 81, 380-5

Strand GV, Tviet AB, Gjerdet NR, Bergen GE. 1995. Marginal ridge strength of teeth with tunnel preparations. *International dental Journal*; 45, 829-834

Stricker EJ, Göhring TN. 2006. Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study. *Journal of Dentistry*; 34, 326- 335

Strub JR, Pontius O, Koutayas S. 2001. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*; 28, 120-4

J. R. Strub JCT, S. Witkowski, M. B. Hürzeler, M. Kern (2005). *Curriculum Prothetik*. 3. Auflage ed. Vol. Band I: Quintessenz Verlags-GmbH

Telli C, Gulkan P, Gunel H (1994). A critical reevaluation of stresses generated during vertical and lateral condensation of gutta-percha in the root canal. *Endodontics and Dental Traumatology*; 10:1-10.

Tinner D, Marinello C, Kerschbaum T. 2001. Die präprothetische Vorbereitung des wurzelbehandelten Pfeilerzahnes. *Schweizerische Monatsschrift Zahnmedizin* 111: 402-409

Tjan AH, Nemetz H. 1992. Effect of eugenol-containing endodontic sealer on retention of prefabricated posts luted with adhesive composite resin cement. *Quintessence Int*; 23, 839-44

Torbjorner A, Fransson B. 2004. Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *International Journal of Prosthodontics*; 17, 135-41

Torbjorner A, Fransson B. 2004b. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *International Journal of Prosthodontics*; 17, 369-376

Trope M, Maltz DO, Tronstad L. 1985. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endodontics and Dental Traumatology*; 1, 108-11

Trope M, ray HL. 1992. Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*; 73, 99-102

Tronstad L, Asbjornsen K, Doving L, Pedersen I, Eriksen HM. 2000. Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Endod Dental Traumatology*; 16, 218-21

Uludug B, Ozturk O, Ozturk AN. 2009. Mikroleakage of ceramic inlays luted with different resin cements and dentin adhesives. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 102, 235-241

Usumez A, Cobankara FK, Ozturk N, Eskitascioglu G, Belli S. 2004. Mikroleakage of endodontically treated teeth with different dowel systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 92, 163-9

Valderhaug J. 1987. Die Bedeutung der Füllungen, Kronen und Brücken für das Parodontium. *Zahnärztliche Welt* 87, 230-235

Vallittu PK. 1996. A review of fiber-reinforced denture base resins. *Journal of Prosthodontics*; 5, 270-6

Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. 1994. Acrylic resin-fiber composite--Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 71, 607-12

Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. 2000. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 83, 412-7

Aldron Koriath T, Versluis TW, Schulte JK. 1997. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *Journal Biomechanics*; 30, 631-3

Walton TR. 2003. An up to 15- year longitudinal study of 515 metal- ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. *International Journal of Prosthodontics*; 16, 177-182

Weine FS, Wax AH, Wenckus CS (1991). Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more. *Journal of Endodontology*; 17:293-297

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. 1995. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *International Journal of Prosthodontics*; 8, 105-16

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. 1997. Effect of tooth preparation height and diameter on the resistance of complete crowns to fatigue loading. *International Journal of Prosthodontics*; 10, 207-15

Wöstmann B, Hufnagel A. 1997. Vergleich verschiedener Methoden zur Bestimmung der Randschlussgenauigkeit von Kronen in vivo. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*; 52, 272-274

Xu HH, Kelly JR, Jahanmir S, Thompson VP, Rekow ED. 1997. Enamel subsurface damage due to tooth preparation with diamonds. *Journal of Dental Research*; 76, 1698-706

Yaman P, Thorsteinsson TS. 1992. Effect of core materials on stress distribution of posts. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 68, 416-420

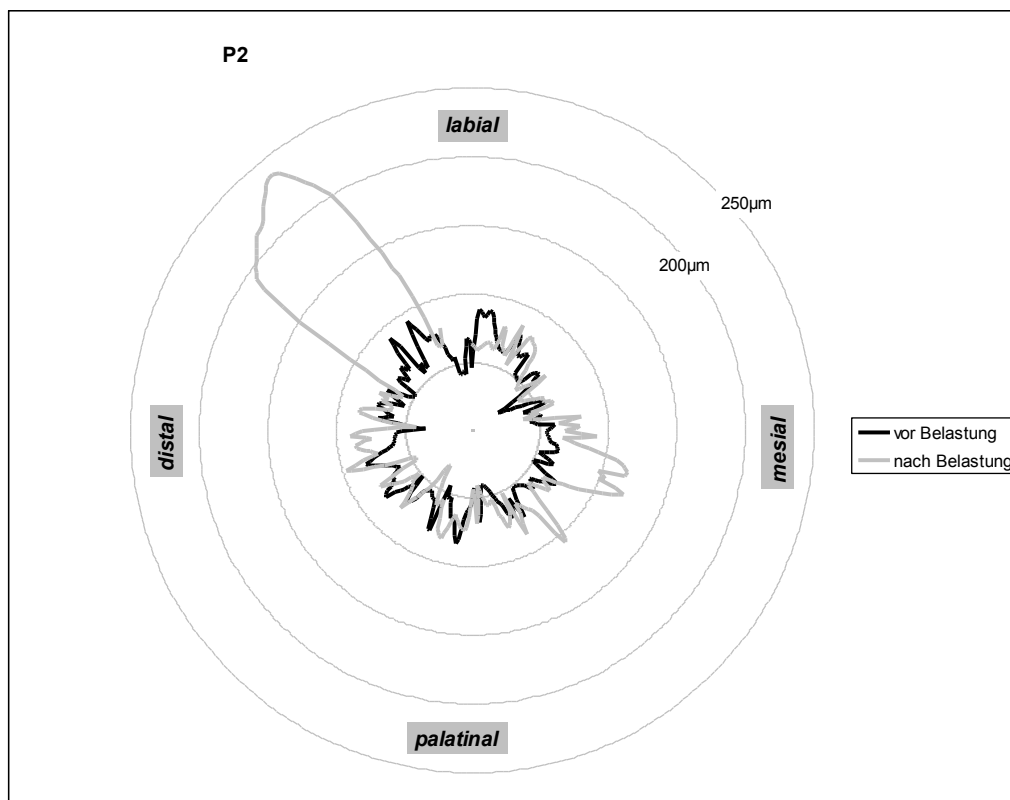
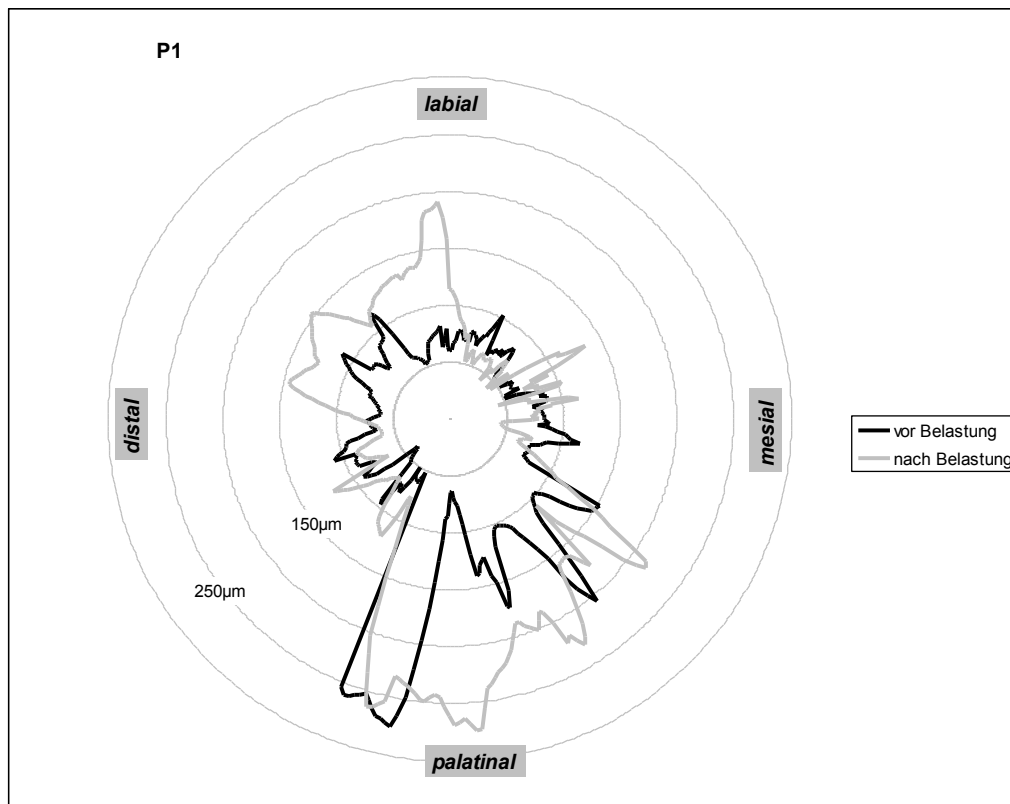
Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H. 1996. Regional bond strengths of resins to human root dentine. *Journal of Dentistry*; 24, 435-42

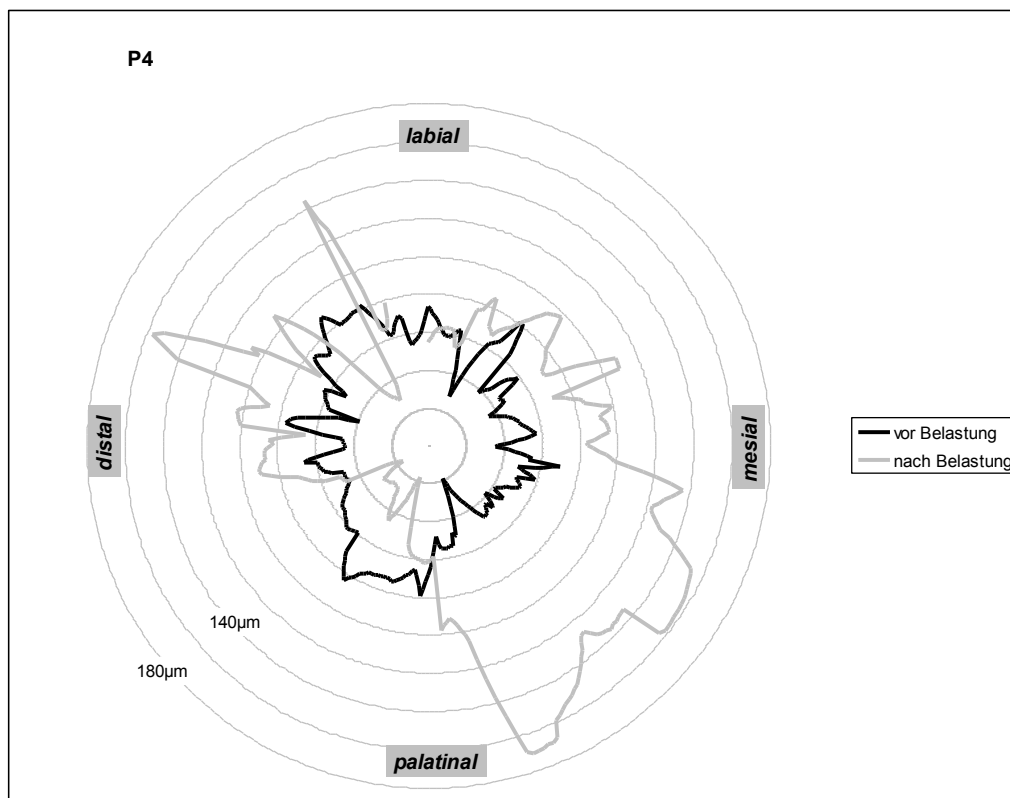
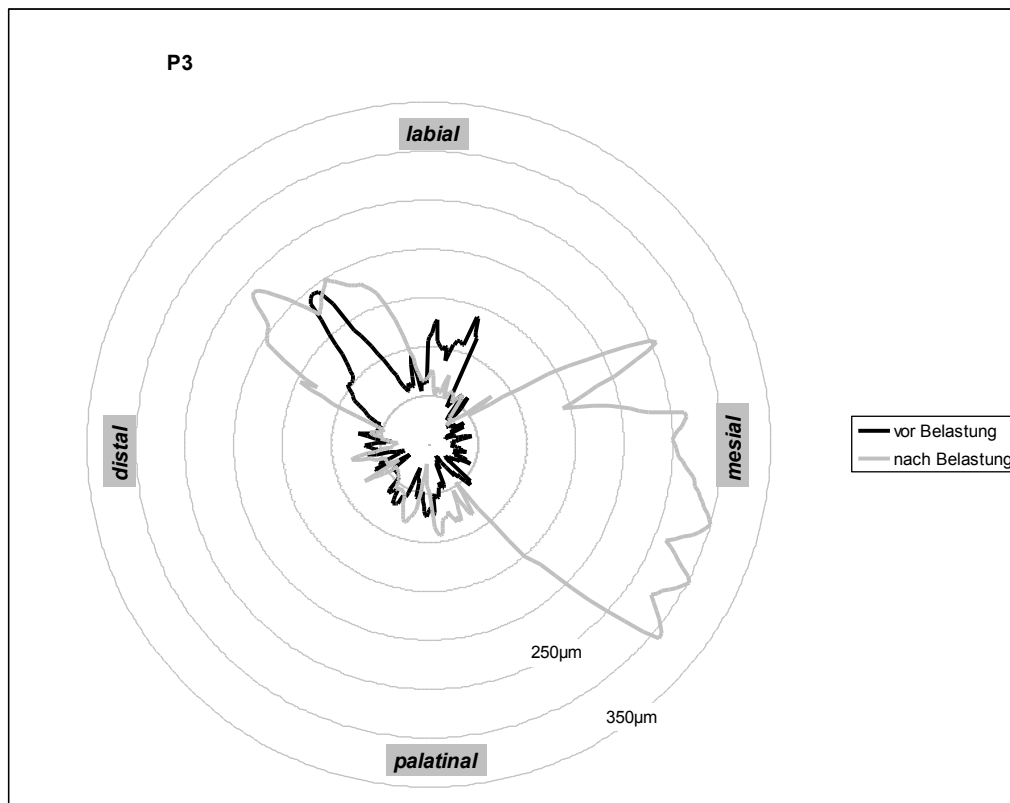
Zarone F, Sorrentino R, Apicella D et al. 2006. Evaluation of the biomechanical behaviour of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dental Materials*; 22, 1035-44

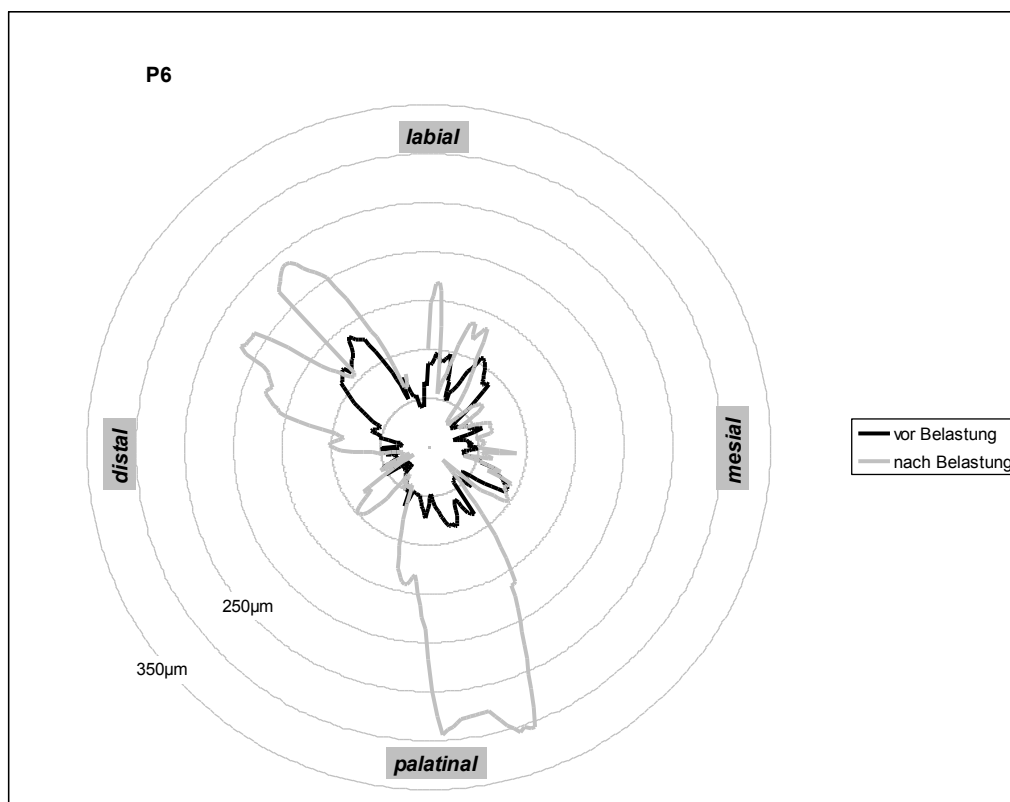
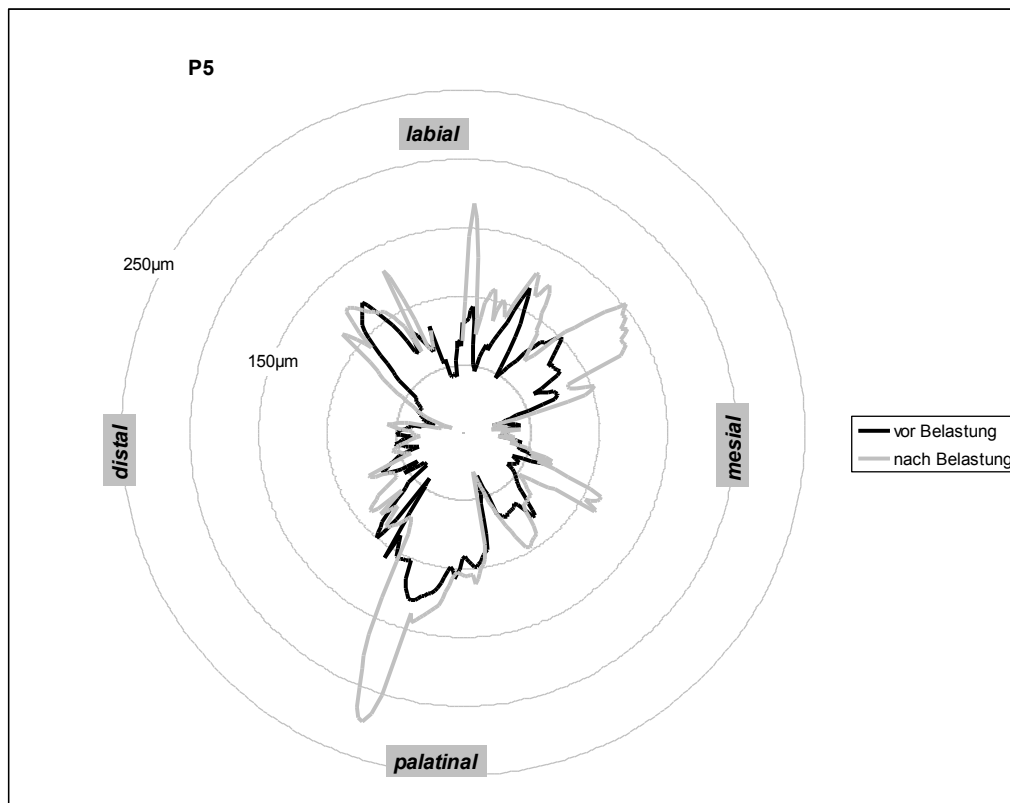
9. Anhang

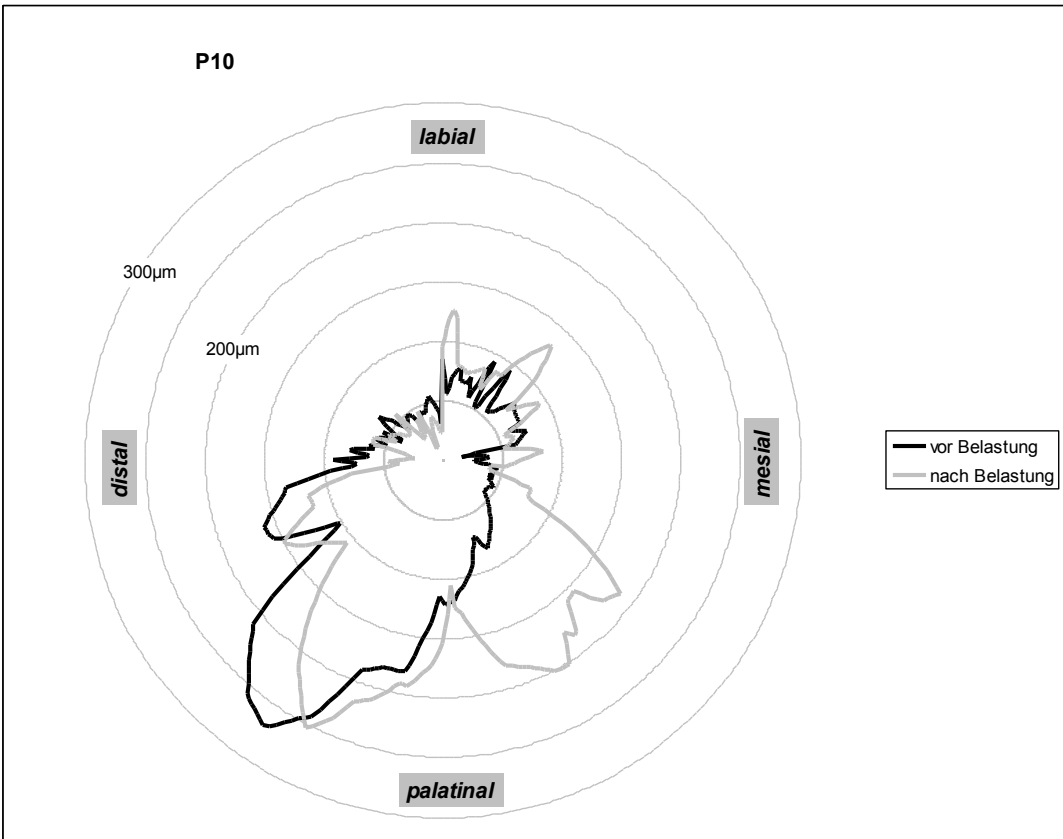
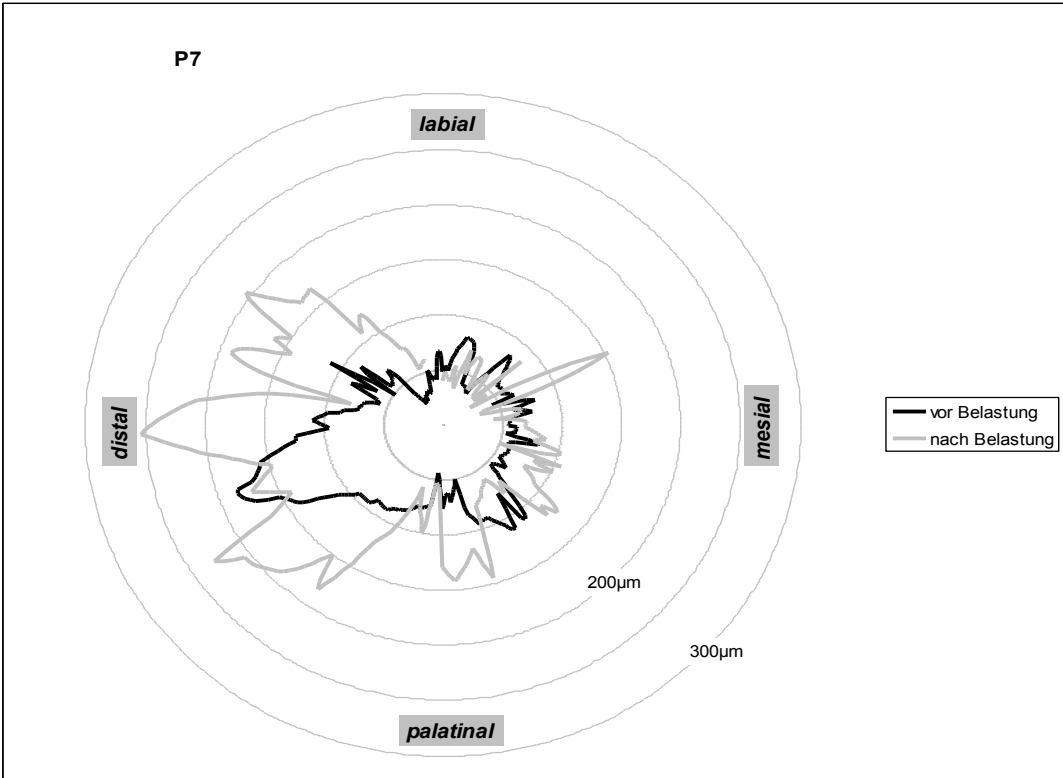
9.1. Sterndiagramme

Glasfaserstifte

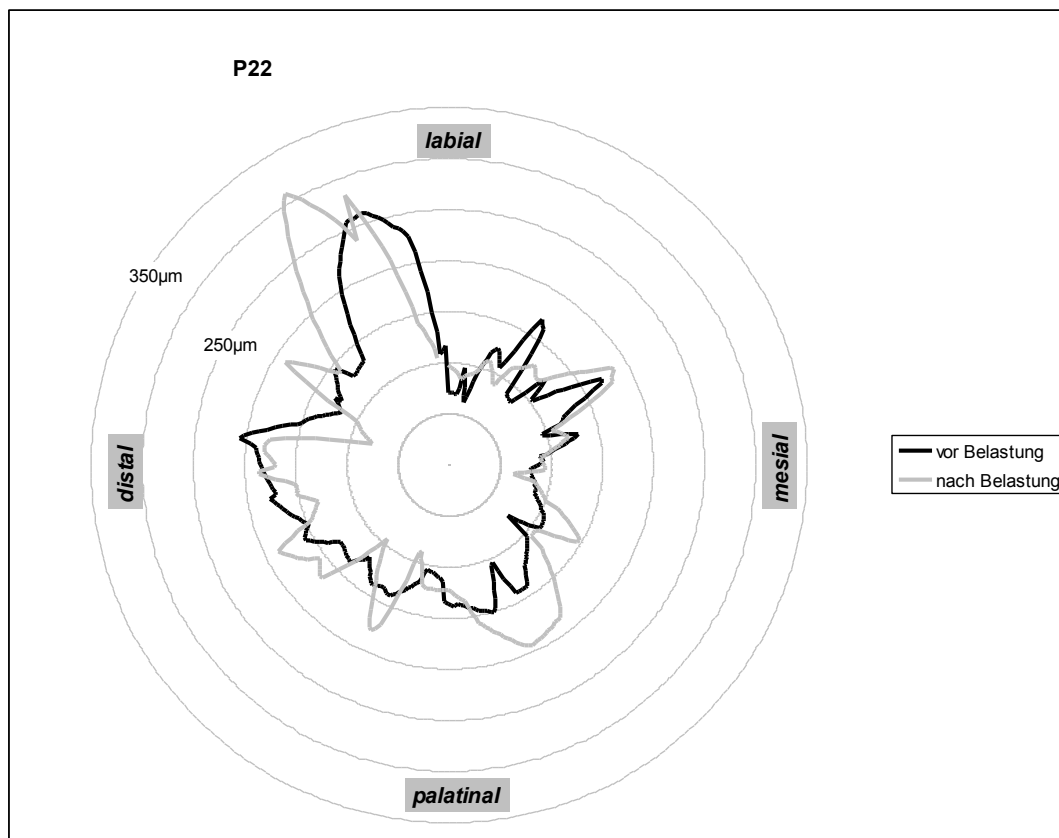
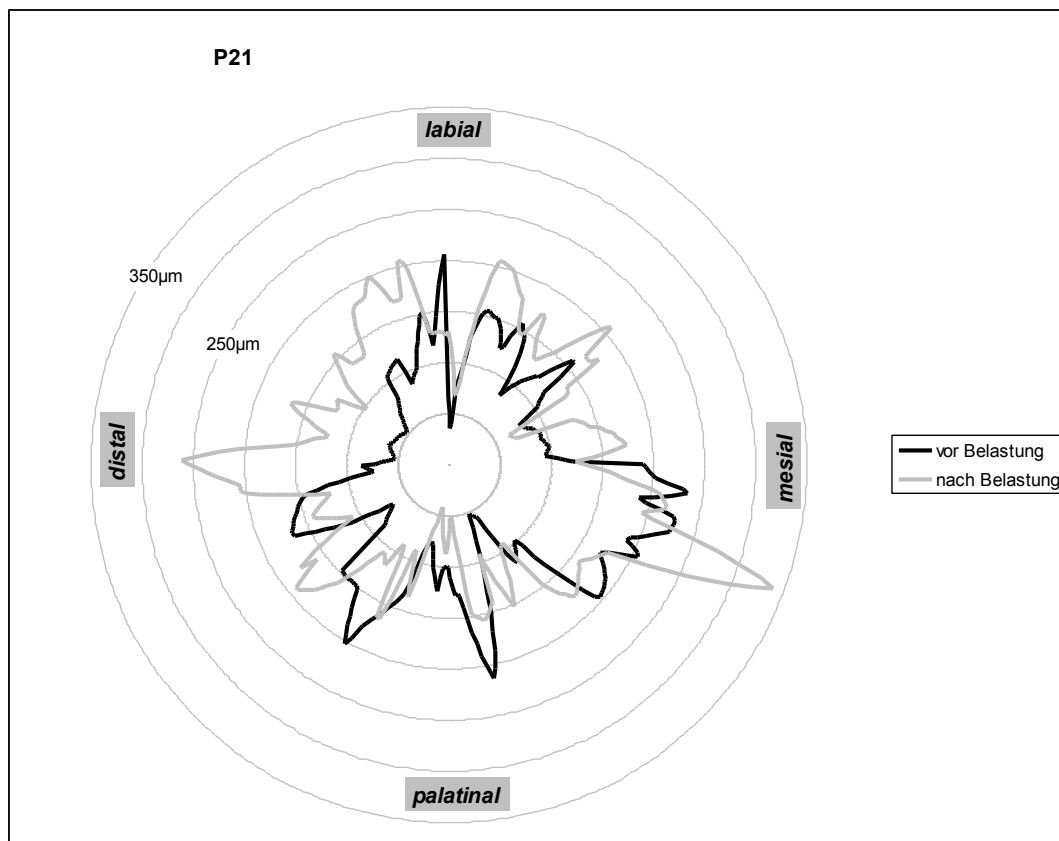


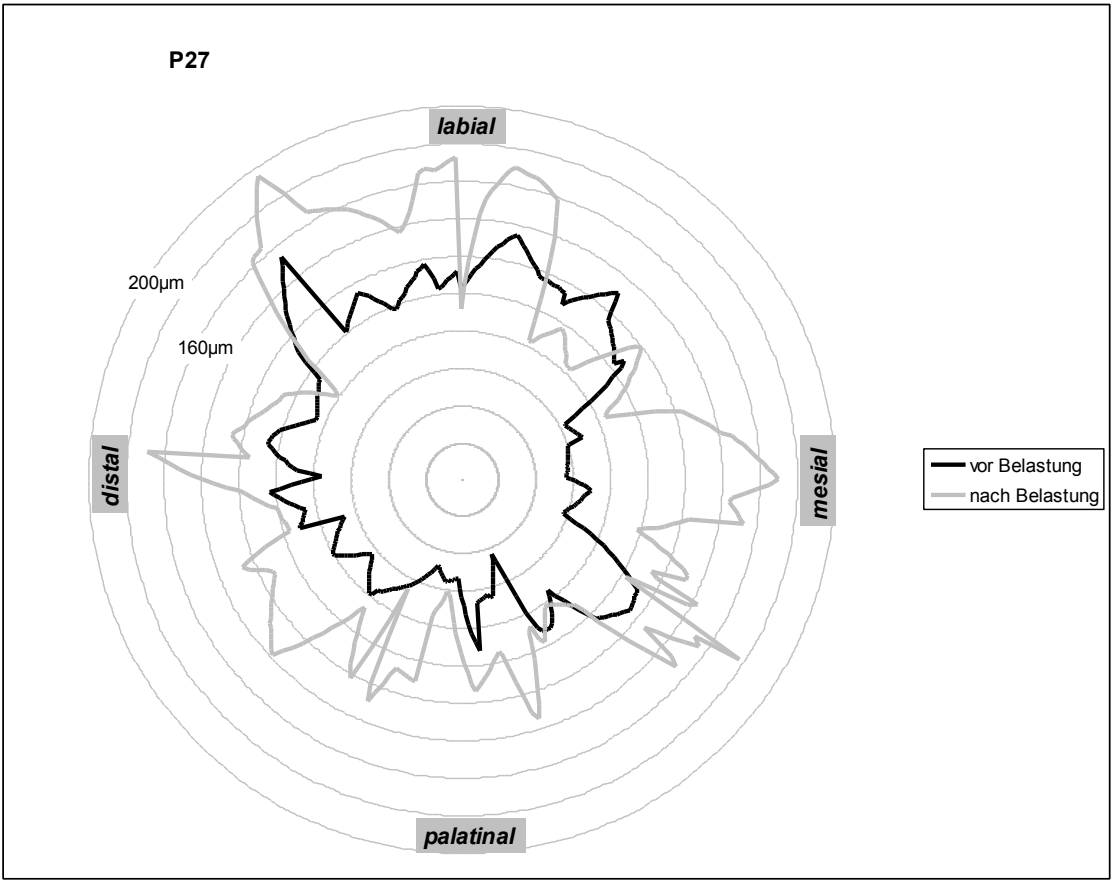
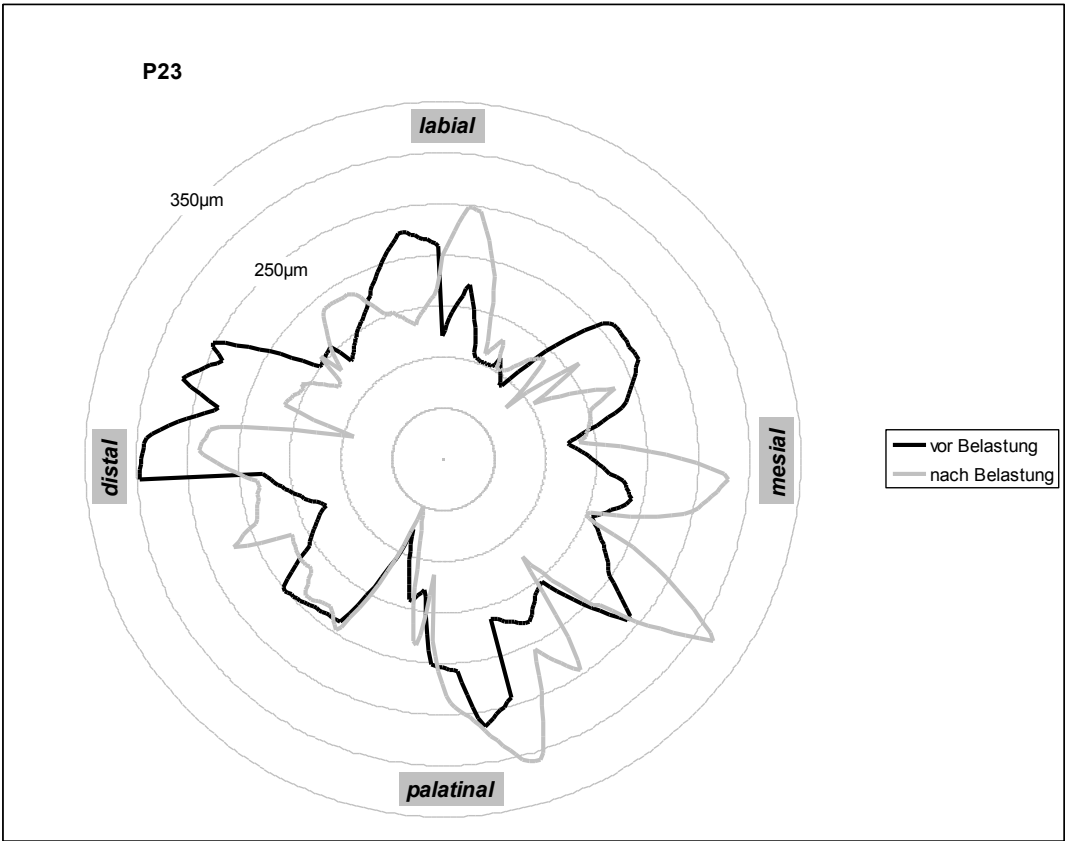


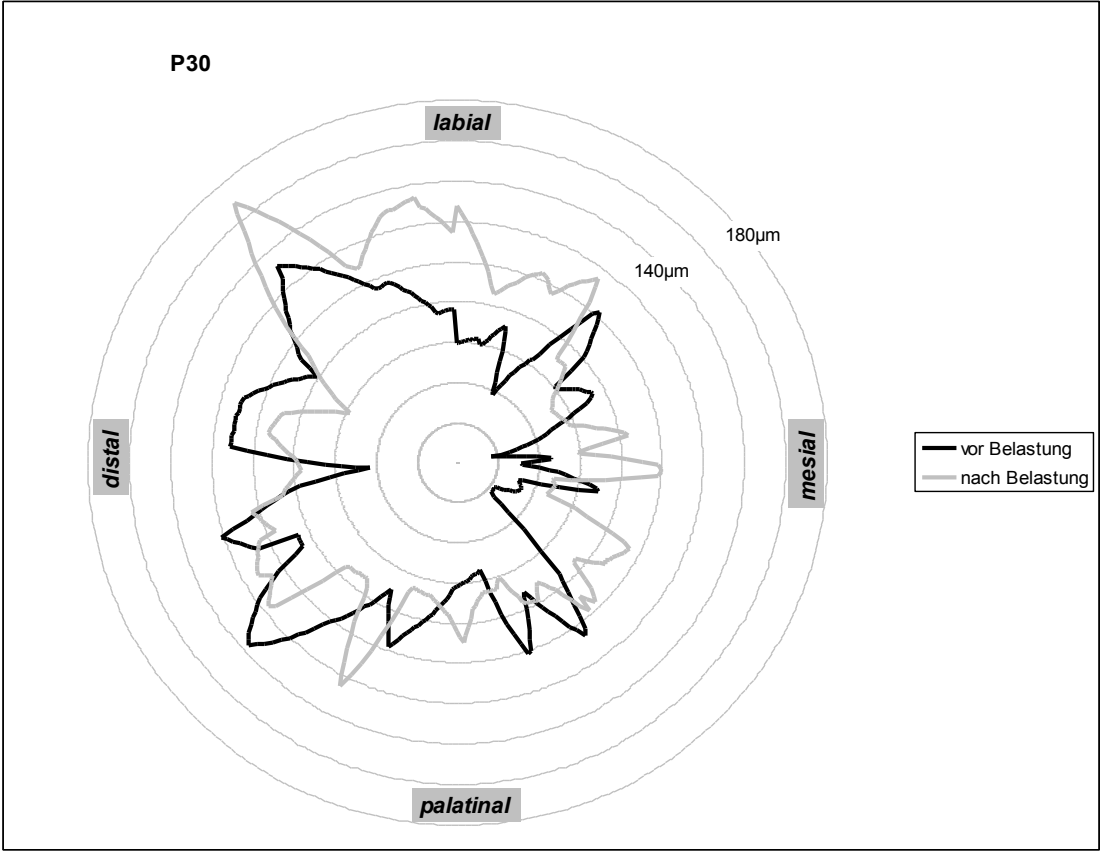
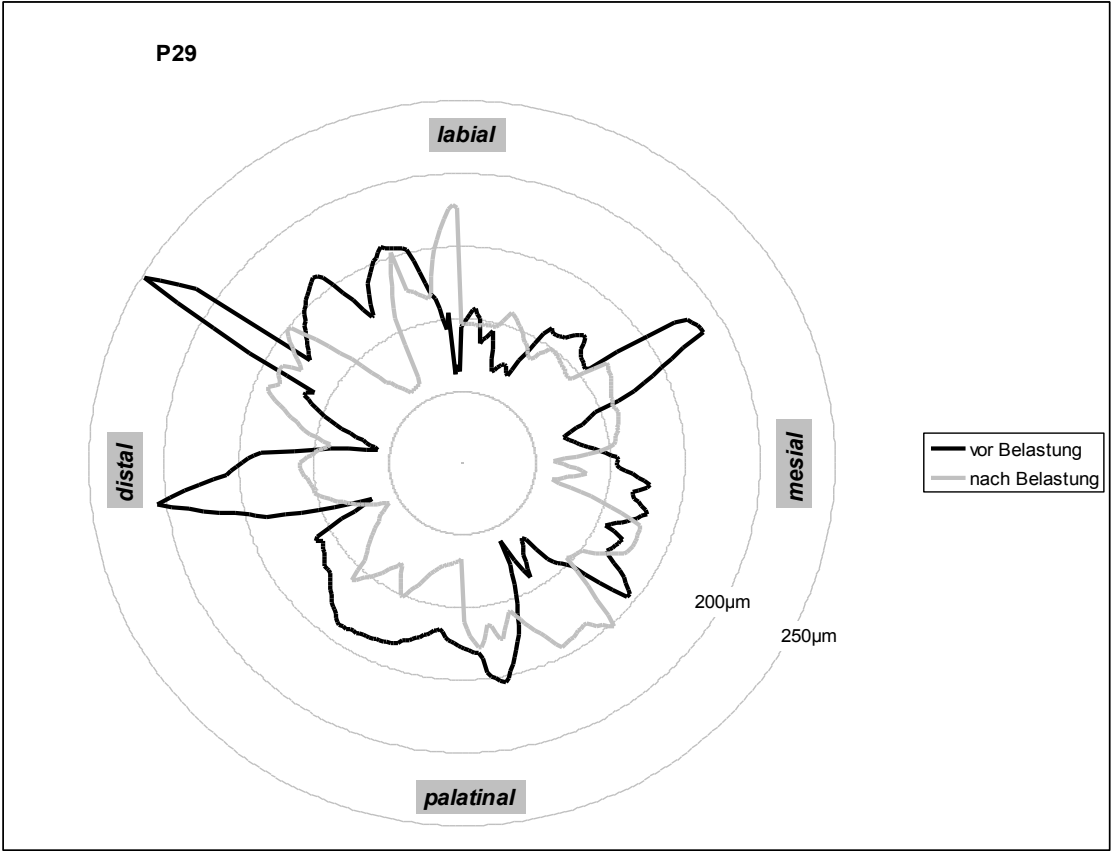


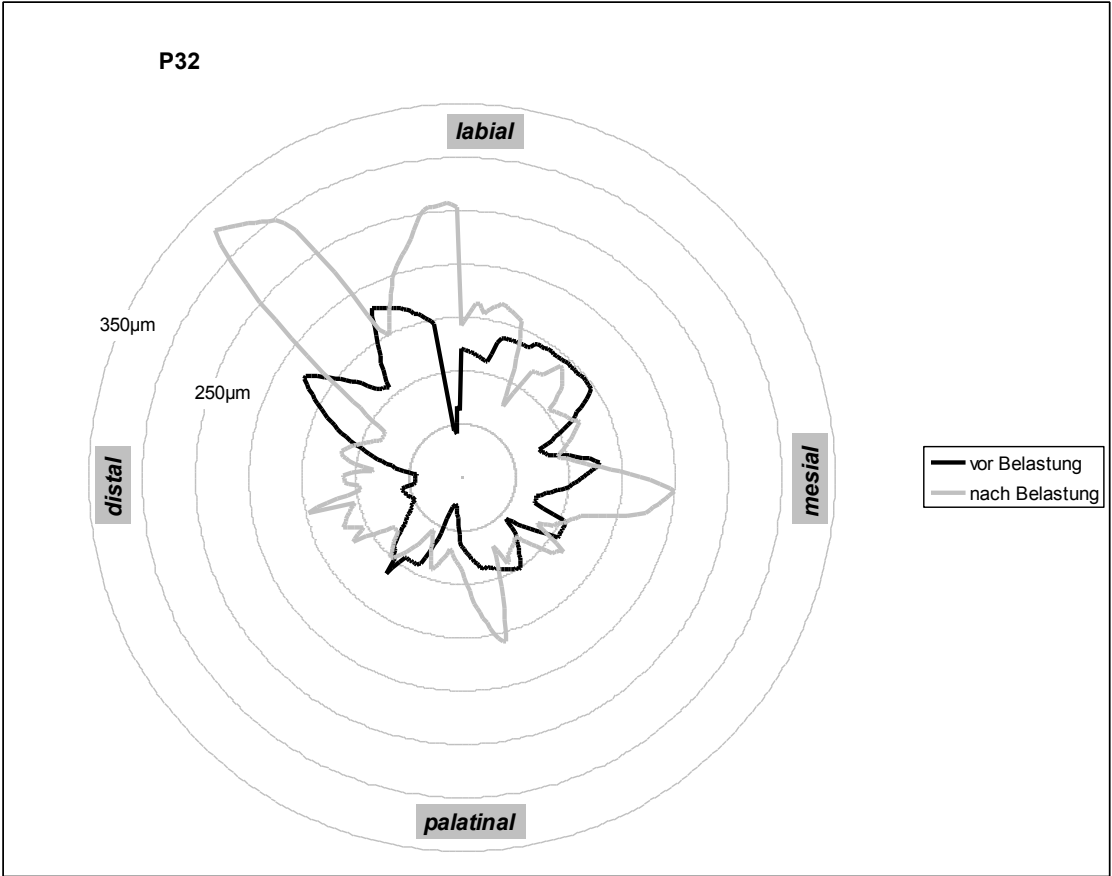
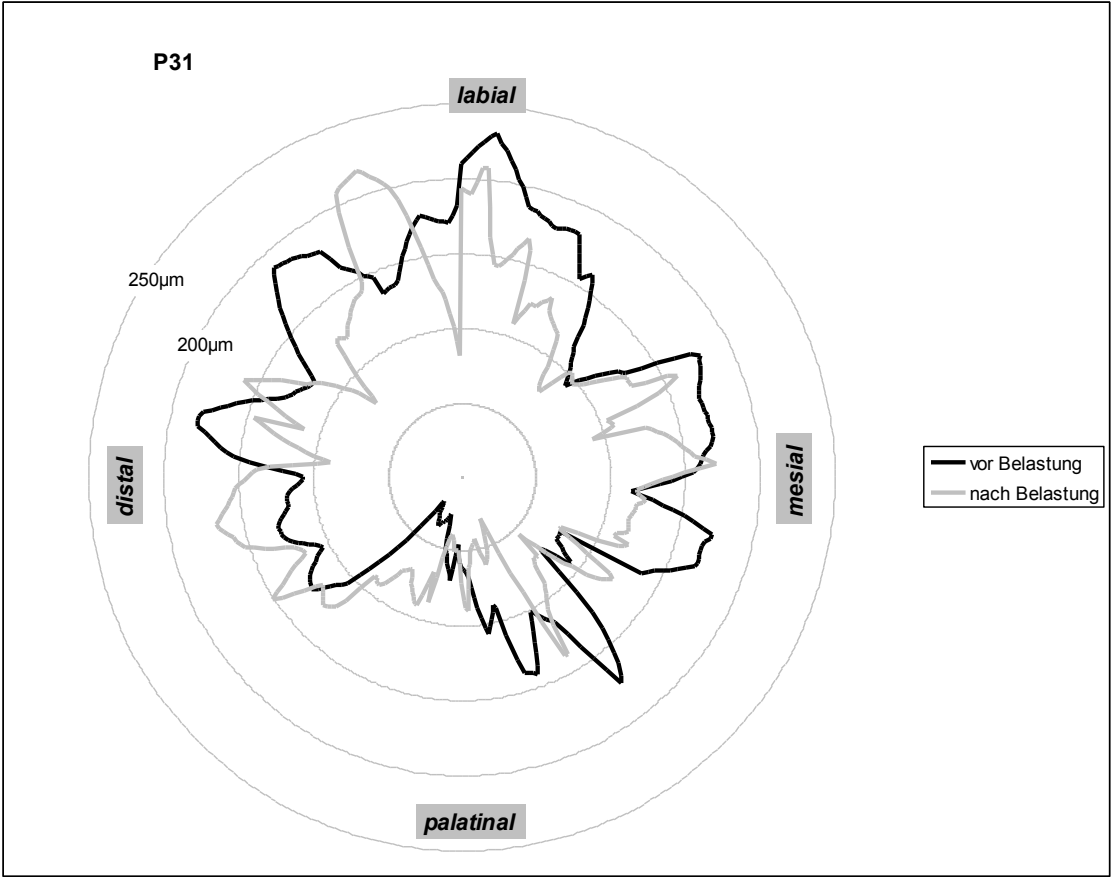


Titanstifte









9.2. Materialliste

1. 0,1% Thymollösung auf Kochsalzbasis
2. Universalkürette Columbia 2R/2L
(Hu-Friedy Mfg. B.V, 3001 GA Rotterdam/ Netherlands)
3. Digitaler Messschieber
(Esska GmbH, D-20537 Hamburg)
4. kugelförmiger Präparierdiamant, 801.315.012
(Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo)
5. Reamer und Hedströmfeilen
(VDW GmbH- Antaeos, D-81709 München)
6. 3% H₂O₂
7. Papierspitzen ISO 60
(Dentsply De Trey GmbH, D-78467 Konstanz)
8. Guttaperchastifte ISO 50 gelb und ISO 15 weiß
(Dentsply De Trey GmbH, D-78467 Konstanz)
9. AH 26
(Dentsply De Trey GmbH, D-78467 Konstanz)
10. Handspreader
Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo)
11. Hoffmann`s Zement, schnellhärtend
(Hoffmann Dental Manufaktur GmbH, 14193 Berlin)
12. Präparierdiamanten Zylinder 881.314.012
Knospe 368.314.016
(Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo)
13. Schnellläuferwinkelstück (200000 U/min)
14. Finierdiamanten Zylinder 8881.314.014
Knospe 8368.314.016
(Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo)
15. Largo II Bohrer
(Automaton, D- Stuttgart)
16. Erweiterer 196.104.090
(Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo)
17. Ethanol 96%

18. ER Dentin Post, 355TL12.000.090
(Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo)
19. diamantiertes Aufrauhinstrument 196D.644.090
(Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo)
20. Vococid
(Voco GmbH, 27472 Cuxhaven)
21. Syntac classic
(Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan / Liechtenstein)
22. Variolink II
(Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan / Liechtenstein)
23. bluephase
(Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan / Liechtenstein)
24. Rebilda LC
(Voco GmbH, 27472 Cuxhaven)
25. ER Stabilisierungsstift, 61L16.090
(Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo)
26. Trennscheibe
(Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo)
27. Präparierdiamant Flamme 858.314.010
(Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., D-32657 Lemgo)
28. Cerec 3D Gerät
(Sirona Dental Systems GmbH, D-64625 Bensheim)
29. Vitablocs Mark II
(VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, 79713 Bad Säckingen)
30. Luxatemp
(DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH D-22547 Hamburg)
31. Frascaco- Hülsen Größe 0
(frasaco GmbH, D- 88069 Tettnang)
32. Cerec Scan` spray
(Dentaco Dentalindustrie und -marketing GmbH, 61352 Bad Homburg)
33. IPS Ceramic Ätzel
(Ivoclar Vivadent AG FL-9494 Schaan / Liechtenstein)
34. Monobond- S

- (Ivoclar Vivadent AG FL-9494 Schaan / Liechtenstein)
35. Cutfix Einmalskalpell
(B. Braun Melsungen AG, 34212 Melsungen)
36. Zwick Z- 005
(Zwick GmbH und Co., D-89079 Ulm)
37. Paladur
(Heraeus Kulzer GmbH, D- 63450 Hanau)
38. Dublisil 30
(Dreve Dentamid GmbH, D- 59423 Unna)
39. Flexitime Putty
(Heraeus Holding GmbH, D- 63450 Hanau)
40. Epon Replikat
(Forschungslabor, Bachstr. 18, D- 07743 Jena)
41. M+W Trennscheibe
(Müller & Weygandt GmbH, 63654 Büdingen)
42. Uhu Alleskleber extra
(UHU GmbH & Co. KG, D - 77815 Bühl/Baden)
43. Sputtergerät
(Baltec SCD 005, Liechtenstein)
44. Rasterelektronenmikroskop Zeiss LEO- 1450V
(Carl Zeiss NTS GmbH, D- 73447 Oberkochen)
45. Inkscape Version 0.48
(Inkscape Project Software Freedom Conservancy, New York, NY 10023-5882)
46. Matlab Version 7.10.0.799
(The MathWorks Inc., D- 85737 Ismaning)
47. Wachsdraht rund 2,5mm
(Dentaurum, D-75228 Ispringen)
48. PASW Statistics 18
(IBM Deutschland GmbH, 81829 München)

9.3. Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. Dr. H. Küpper (Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Jena) für die Überlassung des Themas.

Für die kompetente und freundliche Unterstützung beim Erstellen der Arbeit danke ich Frau Privatdozentin Dr. Jahn (Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Jena) sehr herzlich.

Ich bedanke mich bei Frau Dr. Kraft, Frau Schön und dem Labor des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Jena für die Herstellung der Epon- Replikate und bei Herrn Dipl.- Ing. Dr. K. Erdelt (Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität München) für die Durchführung der Kausimulation.

Ich danke Dr. rer. nat. Roland Göbel und Mario Fachet (Technologische Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde, Jena) für die Durchführung der linearen Belastung der Proben.

Mein herzlicher Dank gilt Frau Dipl.- Ing. Renate Kaiser (Elektronenmikroskopisches Zentrum Jena) für die Vorbereitung der Proben und für die Aufnahme der Bilder im Elektronenmikroskop. Weiterhin danke ich besonders Dr. Sandor Nietzsche (Elektronenmikroskopisches Zentrum Jena) für die umfangreiche und engagierte Unterstützung beim Generieren der Panoramabilder und die Aufklärung der physikalischen Zusammenhänge.

Großer Dank gilt weiterhin PD Dr. Lutz Leistritz (Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation, Jena) für die immerwährende Hilfestellung beim Entwickeln der Sterndiagramme und der statistischen Auswertung, die jederzeit unkompliziert möglich war, auch über die Entfernung Jena- Berlin hinweg.

Mein größter Dank gilt meinem Mann Dr. med. Max- Ludwig Schäfer für die Geduld, den Optimismus, die Unterstützung und all seine Liebe.

9.4. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Anne Schäfer, geb. Schwenzer
Geburtsdatum	15.04.1985
Geburtsort	Greifswald
Anschrift	Baumbachstr. 6B, 13189 Berlin
Staatsangehörigkeit	deutsch
Familienstand	verheiratet, 1 Kind

Schulbildung

1991 - 1995	Grundschule in Altenburg
1995 - 2003	Abitur am Lerchenberggymnasium Altenburg

Beruflicher Werdegang

10/ 2003 - 12/ 2008	Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Schiller- Universität Jena
07/ 2008 - 12/ 2008	Staatsexamen
04/ 2009 - 02/ 2010	Anstellung in Zahnarztpraxis Stolze (Strausberg)
02/ 2010 - 05/ 2011	Elternzeit
seit 05/ 2011	Anstellung in Zahnarztpraxis Dr. Thielicke (Berlin)

9.5. Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich- Schiller- Universität bekannt ist,
ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
mich folgende Person bei der Auswahl und Ausfertigung des Materials sowie der Herstellung des Manuskripts unterstützt hat: PD Dr. Florentine Jahn,
die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und, dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und
dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Disseration eingereicht habe.

Berlin, den 19. 09. 2011

Anne Schäfer